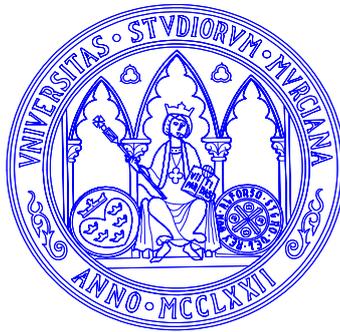


FACULTAD DE MEDICINA-ODONTOLOGÍA

UNIVERSIDAD DE MURCIA

**Departamento de Dermatología, Estomatología y Radiología y
Medicina Física**



**EVOLUCIÓN DE LA RADIOLOGÍA DENTAL
INTRAORAL TRAS LA INSTAURACIÓN DE LA
NUEVA LEGISLACIÓN DE CONTROL DE
CALIDAD**

Yolanda Martínez Beneyto

2003



D. MIGUEL ALCARAZ BAÑOS, PROFESOR TITULAR DE UNIVERSIDAD DEL ÁREA DE RADIOLOGÍA Y MEDICINA FÍSICA DEL DEPARTAMENTO DE DERMATOLOGÍA, ESTOMATOLOGÍA Y RADIOLOGÍA Y MEDICINA FÍSICA,

AUTORIZA:

La presentación de la Tesis Doctoral “EVOLUCIÓN DE LA RADIOLOGÍA DENTAL INTRAORAL TRAS LA INSTAURACIÓN DE LA NUEVA LEGISLACIÓN DE CONTROL DE CALIDAD” realizada por D^a. **YOLANDA MARTÍNEZ BENEYTO**, bajo la inmediata dirección y supervisión del Prof. D. MIGUEL ALCARAZ BAÑOS, en el Departamento de DERMATOLOGÍA, ESTOMATOLOGÍA Y RADIOLOGÍA Y MEDICINA FÍSICA, y que se presenta para la obtención del grado de Doctor por la **Universidad de Murcia**.

En Murcia, a 26 de marzo de 2003.



Fdo.: Miguel Alcaraz Baños.



UNIVERSIDAD DE MURCIA
DEPARTAMENTO DE DERMATOLOGÍA, ESTOMATOLOGÍA,
RADIOLOGÍA Y MEDICINA FÍSICA
FACULTAD DE MEDICINA
30100 - MURCIA

Don Miguel Alcaraz Baños, Director del Departamento de Dermatología, Estomatología y Radiología y Medicina Física de la Universidad de Murcia,

CERTIFICA:

El Consejo de este Departamento, en su reunión ordinaria del pasado día 15 de Enero de 2003, ha aprobado por unanimidad la memoria de Tesis Doctoral titulada **“EVOLUCIÓN DE LA RADIOLOGÍA DENTAL INTRAORAL TRAS LA INSTAURACIÓN DE LA NUEVA LEGISLACIÓN DE CONTROL DE CALIDAD”** presentada por **D^a. YOLANDA MARTÍNEZ BENEYTO**, y dirigida por el **Profesor D. MIGUEL ALCARAZ BAÑOS**, por lo que se puede proceder a su lectura y defensa.

Murcia, 25 de enero de 2003.




Fdo.: Miguel Alcaraz Baños.

A **Salvador**.
A mis padres, **Pedro y María**.
A mis hermanos, **Silvia y David**.

Deseo expresar mi agradecimiento:

A mi director de tesis, amigo y maestro, **Dr. Miguel Alcaraz Baños**, Profesor Titular de Radiología y Medicina Física de la Universidad de Murcia, por su amistad, incondicional colaboración y constante paciencia, sin las cuales este trabajo no se hubiera elaborado.

A la **D^a. Leonor Perez Lajarín**, Profesora Titular de Odontología Preventiva y Comunitaria de la Universidad de Murcia, por su colaboración y apoyo en la realización de este trabajo.

A la Unidad Técnica de Protección Radiológica **ASIGMA, S.A.L.**, por su asistencia en la elaboración de los informes de control de calidad en radiodiagnóstico y facilitación de los mismos, sin su ayuda este trabajo no hubiera podido realizarse.

Al **Dr. Manuel Canteras Jordana**, Catedrático de Bioestadística de la Universidad de Murcia, por su colaboración en la realización del análisis estadístico de los datos.

A **Cortes**, amiga y compañera incondicional, por su continua orientación y apoyo en todo el camino que hemos recorrido juntas desde que decidimos dedicarnos a la carrera docente universitaria.

A **Pilar**, por su ayuda y motivación.

A mis amigos y compañeros que han ido aportado su apoyo y amistad a lo largo de esos años.

A todo el **Departamento de Radiología y Odontopediatría** por su constante apoyo y orientación.

A **Miguel, Ignacio, Angel, Jose Manuel y Concepción**, porque me han facilitado el trabajo en numerosas ocasiones.

A todos aquellos amigos y familiares que no están con nosotros pero los tenemos en el corazón.

A todos aquellos que han colaborado de algún modo en la elaboración de este trabajo.

INDICE

I.JUSTIFICACIÓN	1
II.OBJETIVOS	4
III.INTRODUCCIÓN	6
III.1. Aspectos generales del control y garantía de calidad en radiodiagnóstico	6
III.2. Niveles de actuación de los programas de garantía de calidad	9
III.3. Indicadores globales de la calidad en radiodiagnóstico	18
III.4. Los antecedentes en la radiología dental	26
III.5. Aspectos generales de protección radiológica en radiodiagnóstico	27
III.6. Control de calidad en equipos dentales	40
III.7. Limitación de dosis	42
III.8. Situación actual de la radiología dental española	45
IV. MATERIAL Y MÉTODO	48
IV.1. Variables analizadas	50
IV.2. Método estadístico	57
V. RESULTADOS	60
V.I. RESULTADOS ESTUDIO GLOBAL	60
V.I.1. Distribución	61
V.I.2. Modelos	64
V.I.3. Kilovoltaje del equipo	65
V.I.4. Miliamperaje del equipo	67
V.I.5. Filtración del equipo	68

V.I.6. Longitud del colimador	69
V.I.7. Diámetro del colimador	71
V.I.8. Alteraciones descritas sobre el funcionamiento	72
V.I.9. Disparador / forma de realizar la exposición	74
V.I.10. Señal acústica-luminosa	75
V.I.11. Revelado radiográfico	76
V.I.12. Temperatura de los líquidos de revelado	78
V.I.13. Renovación de los líquidos de revelado	79
V.I.14. Control en los tiempos de revelado	81
V.I.15. Tipo de película radiográfica	82
V.I.16. Almacenamiento de la película radiográfica	84
V.I.17. Control en la caducidad de la película radiográfica	85
V.I.18. Dosis de radiación	86
V.II. RESULTADOS DEL ESTUDIO EN MURCIA	89
V.III. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	107
VI. DISCUSIÓN.....	111
VII. CONCLUSIONES	130
VIII. RESUMEN	132
IX. TABLAS Y GRÁFICAS	134
X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	201
XI. ANEXOS	222

INDEX

I.JUSTIFICATION	1
II.OBJECTIVES	4
III.INTRODUCTION	6
III.1. General aspects of control and quality guarantee in radiodiagnosis	6
III.2. Proceeding levels in quality guarantee programs	9
III.3. Total indicators of quality in radiodiagnosis	18
III.4. Precedings in dental radiology	26
III.5. General aspects in radiological protection	27
III.6. Quality assurance in dental equipments	40
III.7. Dose limitation.....	42
III.8. Actual situation in Spanish dental radiology	45
IV. MATERIAL AND METHOD	48
IV.1.Variables analysed	50
IV.2. Statistical method	57
V. RESULTS	60
V.I. GLOBAL STUDY RESULTS	60
V.I.1. Distribution	61
V.I.2 X-Ray equipments	64
V.I.3. Kilovoltage	65
V.I.4. Miliamperage	67
V.I.5. Filtration thickness	68

V.I.6. Tube length	69
V.I.7. Tube diameter	71
V.I.8. Anomalies and alterations of the installations	72
V.I.9. Exposure	74
V.I.10. Acoustic-Luminous signal	75
V.I.11. Film processing	76
V.I.12. Processing liquids temperature	78
V.I.13. Processing liquids renewal	79
V.I.14. Control in processing times	81
V.I.15. Type of film	82
V.I.16. Dental film storage	84
V.I.17. Control in radiography film expiration	85
V.I.18. Radiation dose	86
V.II. MURCIA COMMUNITY RESULTS	89
V.III. STATISTICAL ANÁLISIS	107
VI. DISCUSSION	111
VII. CONCLUSSIONS	130
VIII. ABSTRACT	132
IX. TABLES Y GRAPHICS	134
X. BIBLIOGRAPHY REFERENCES	201
XI. ANNEXES.....	222

I. JUSTIFICACIÓN.

I. JUSTIFICACIÓN.

Durante el curso 1.994-95, se incorpora al nuevo plan de estudios de la Licenciatura de Odontología de la Universidad de Murcia la asignatura de **Protección Radiológica en Odontología**; asignatura que queda adscrita al Departamento de Dermatología, Estomatología y Radiología y Medicina Física de la Facultad de Medicina.

La incorporación de medios humanos y materiales tradicionalmente ubicados en el radiodiagnóstico médico a un ambiente odonto-estomatológico con una Facultad o estudios de nueva creación y en una ambiente que se ha desarrollado de forma completamente independiente al radiodiagnóstico general, puso de manifiesto

algunas características sorprendentes respecto a la utilización del radiodiagnóstico clínico en el campo odontológico.

Por añadidura, este cruce de contenidos se produce en un momento en donde la Unión Europea ha considerado prioritario la necesidad de reducir las dosis de radiación administradas a los pacientes, manteniendo la calidad de la imagen radiológica obtenida. Como expresión de esta prioridad, se ha estrenado en estos años toda una reglamentación específica de obligado cumplimiento en cada uno de sus estados miembros, para alcanzar éste único objetivo.

Esta nueva situación ha supuesto la aparición de una línea de investigación específica en Radiología Dental, con interés docente e investigador, en el Área de Radiología y Medicina Física de la Universidad de Murcia.

A todo ello, debe añadirse la existencia de unos acuerdos de colaboración mutua entre el Área de Radiología y Medicina Física y la Unidad Técnica de Protección Radiológica ASIGMA S.A.L., que ha permitido el acceso a los informes oficiales de Control de Calidad de un gran número de instalaciones radiológicas dentales distribuidas por toda España, y que en un primer momento permitió realizar la primera cuantificación de los parámetros radiológicos más interesantes en Protección Radiológica Dental de nuestro entorno (ALCARAZ y cols, 1999a).

Así pues, en el Área de Radiología y Medicina Física de la Universidad de Murcia, se consideró que aunar todas estas circunstancias permitiría obtener una radiografía actual del empleo del radiodiagnóstico intraoral en España. Quizás podrían cuantificarse las variables, parámetros y actitudes que la mayoría de los profesionales que trabajamos en Protección Radiológica intuíamos, aunque de una forma ambigua e imprecisa.

Por ello, se propuso comenzar este estudio con el objetivo de determinar las características del radiodiagnóstico dental actual en nuestro país; y así, además, poder conocer las lagunas en las que la docencia en Radiología y Medicina Física pudiera ser más eficaz en su nueva etapa de incorporación dentro de los estudios de Odontología impartidos por nuestra Universidad.

En el año 1998 y tras la concesión de una Beca de Colaboración en este Departamento, se inicia un estudio en el que los primeros resultados quedaron recogidos en la Tesis de Licenciatura titulada “Radiología Intraoral en Odontología” (MARTÍNEZ-BENEYTO, 1999). Dicho trabajo ha servido de base y orientación para la elaboración de la presente Memoria de Tesis Doctoral en la que se ha realizado un análisis evolutivo durante los siguientes 5 años de aquellos mismos parámetros que se habían determinado en aquella primera ocasión; a la vez que ha ido permitiendo mi incorporación a la docencia universitaria como Profesora Ayudante de la Facultad.

II. OBJETIVOS.

II. OBJETIVOS.

La posibilidad de acceder a un gran número de Instalaciones Radiológicas Dentales de una forma actualizada y metódica como exige el cumplimiento de la normativa nacional y comunitaria, junto con la posibilidad de analizar su evolución durante cinco años consecutivos, han constituido la oportunidad para establecer los objetivos que podrían alcanzarse en esta Memoria de Tesis Doctoral:

Por ello, los objetivos que se pretenden conseguir son los siguientes:

1º.- Establecer las características de la radiología dental intraoral en nuestro país, que suponga el punto de partida para la determinación de posibles modificaciones en comportamientos y actitudes posteriores.

2º.- Determinar y cuantificar la incidencia de los parámetros más significativos sobre las dosis de radiación administradas a los pacientes, así como el efecto de su posible corrección.

3º.- Reflejar la evolución del radiodiagnóstico dental intraoral durante los cinco años posteriores a la nueva normativa legal instaurada. Lo cual permitiría evaluar la incidencia real de la norma legal sobre la modificación de los comportamientos y hábitos de trabajo en el radiodiagnóstico dental.

4º.- Valorar el grado de cumplimiento de las recomendaciones oficiales de la Unión Europea sobre Protección Radiológica en la radiología intraoral de nuestro país.

III. INTRODUCCIÓN.

III. INTRODUCCIÓN.

III.1. ASPECTOS GENERALES DEL CONTROL Y GARANTÍA DE CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO.

Desde que se decide captar una estructura anatómica o patológica hasta que se realiza el diagnóstico sobre la imagen obtenida, se realiza una compleja actividad en la que están implicados diferentes procesos físicos, equipos y especialistas. A cada posible fallo en alguno de estos elementos cabe asociar un detrimento en la calidad de la imagen final, un aumento en la dosis de radiación que recibe el paciente, o ambos efectos (SEFM, 2002).

El personal implicado en una instalación de radiodiagnóstico deberá organizarse para asegurar que las imágenes producidas por dicha instalación tengan una calidad suficientemente elevada que permita obtener en todo momento la información diagnóstica adecuada, al menor coste posible y con la mínima exposición del paciente a radiaciones ionizantes. Parte de estas observaciones constituyen la definición de “programa de garantía de calidad” de la Organización Mundial de la Salud (OMS, 1984) y de ella pueden resaltarse algunas ideas:

1º.- Es preciso realizar un esfuerzo organizado, lo cual requiere una participación real de todo el personal implicado en la instalación. Si bien el programa de garantía de calidad deberá estar supervisado por un especialista en control de calidad y algunas medidas y controles requerirán instrumentación específica y personal especialmente adiestrado, no es menos cierto que los objetivos del programa únicamente se alcanzarán si todo el personal que interviene en el proceso del diagnóstico, conoce los objetivos del programa y la forma en que, puede influir en el producto final. El éxito de programa de garantía de calidad exige una delimitación de responsabilidades asignadas dentro de dicho programa, aprobadas y supervisadas por una autoridad responsable.

2º.- Es preciso garantizar que los requisitos en cuanto a calidad de imagen, dosis o costes, se cumplan de forma continuada por lo que será esencial realizar controles de calidad de forma periódica. Es interesante destacar el requerimiento de continuidad y globalidad característico de los programas de garantía de calidad frente al concepto de control de calidad, en el que se realizan pruebas individuales en un momento determinado para comprobar y corregir si existen anomalías en el estado de algún elemento del sistema.

3º.- Deben arbitrarse procedimientos para evaluar la calidad de las imágenes obtenidas en las diferentes instalaciones. En este sentido pueden realizarse simulaciones con objetos de prueba y maniqués, o bien valoraciones sobre imágenes de pacientes. En la Unión Europea se avanza en ambas direcciones tratando de objetivar y uniformizar criterios para evaluar la calidad de imagen (CEC, 1995b).

4º.- Para valorar el cumplimiento del principio de optimización de dosis que recibe el paciente, será preciso arbitrar procedimientos de medida adecuados; ello se podría realizar haciendo un muestreo de forma periódica de las dosis impartidas a los pacientes en las diferentes salas y para los estudios más significativos.

5º.- Las exploraciones deben realizarse al menor coste posible, lo cual implica conocer la repercusión económica de cada estudio, al menos de forma aproximada. Los costes a los que se refiere la definición del programa de garantía de calidad incluyen los directos (películas radiográficas, mantenimiento y amortización de los equipos, tiempo de especialista y persona técnico, etc.) y los derivados del riesgo radiológico al paciente y al personal de operación. En este sentido merece la pena destacar que un programa de garantía de calidad impacta directamente sobre la protección radiológica no sólo del paciente sino también sobre la del profesional expuesto.

La introducción de programas de garantía de calidad supone gastos derivados de la adquisición de la instrumentación apropiada para realizar los controles (incluyendo el material fungible utilizado), del tiempo invertido en realizar los controles que suponen una interrupción en la utilización clínica de los equipos y del tiempo del personal especializado requerido para realizar los controles y evaluar los resultados. Los beneficios pueden concretarse en una mayor vida útil de los equipos, un uso más efectivo de las dosis impartidas a los pacientes, una disminución en el riesgo al personal de operación y una mayor capacidad para atender a un número mayor de pacientes, un menor consumo de material fungible y un menor número de paradas imprevistas.

Desde un punto de vista amplio, un programa de garantía de calidad debería incidir en cada una de las fases del proceso del radiodiagnóstico: solicitud de las exploraciones, realización de las mismas, interpretación de la información obtenida y su transmisión al médico prescriptor. Es preciso destacar que los beneficios emanados de los controles de calidad pueden ser infructuosos si los programas de garantía de calidad no incluyen actuaciones en múltiples y diversos aspectos tales como la formación en protección radiológica y garantía de calidad de especialistas y técnicos, la realización de estudios sobre las necesidades de sustitución o

adquisición de equipos y cumplimiento de los mantenimientos recomendados por el fabricante, la evaluación de los parámetros que tienen más repercusión en los costes, etc.

En cualquiera de los controles de parámetros técnicos que se mencionan en las secciones siguientes será imprescindible:

- Llevar un registro escrito de los controles efectuados. En él se anotará el resultado del control (valor numérico de los valores obtenidos), las anomalías encontradas, las acciones correctoras propuestas y el seguimiento de las reparaciones.
- Disponer de un manual de procedimientos de los controles a realizar.
- Evaluar la eficacia del programa de garantía de calidad. Los indicadores del éxito del programa podrán ser la reducción en el número de imágenes rechazadas o repetidas, la reducción en el número de paradas por avería en los equipos, la reducción en las dosis a los pacientes o la mejora en la calidad de la imagen (SEFM, 2002).

III.2. NIVELES DE ACTUACIÓN DE LOS PROGRAMAS DE GARANTÍA DE CALIDAD.

Los programas de garantía de calidad pueden desarrollarse con distintos niveles de complejidad dependiendo de los objetivos que se persigan y los medios disponibles. Dentro de los programas se distinguen tres tipos de controles: pruebas de aceptación, estado y constancia.

2.1. Pruebas de aceptación.

Las pruebas de aceptación tratan de demostrar que el equipo cumple las especificaciones del contrato de compra, las especificaciones de fabricación del equipo y las exigencias legales aplicables en cada país (que tienen en cuenta las normas CEI, UNE, etc.). sus resultados deben estar claramente documentados, ya que servirán como referencia para los posteriores controles de calidad.

Las pruebas de aceptación no están todavía normalizadas a escala internacional para todos los equipos de radiodiagnóstico. Mientras se publican, puede ser de interés elaborar documentos provisionales de consenso entre los fabricantes y los usuarios de los equipos. En cualquier caso, estas pruebas deben ser un anexo en las especificaciones de los contratos de adquisición de dichos equipos. En un informe de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM, 1990) se dice entre otros detalles, que las pruebas de aceptación deben realizarse antes de que se autorice el pago del equipo al vendedor.

Se acepta con carácter general, y así queda recogido en los primeros borradores de las normas de la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC, 1988-2000b), que las pruebas de aceptación deben realizarse preferentemente por procedimientos no invasivos y, en caso contrario, se deberá garantizar que el equipo no se altera como resultado de esa actuación.

El Manual General de Protección Radiológica del Instituto Nacional de la Salud Español (INSALUD, 1993) dice que la recepción de equipos de rayos X implicará necesariamente la realización, con resultados positivos, de pruebas de verificación de su calidad y de sus niveles de protección radiológica (recientemente la SEFM, la SEPR y el CSN han elaborado un nuevo Manual General de Protección Radiológica de ámbito nacional). Dichas pruebas estarán incluidas en los proyectos y en las especificaciones de compra. Las citadas pruebas podrán ser encargadas a terceros o incluirse entre las obligaciones del suministrador y en tal caso, deberá llevarlas a cabo en presencia de un representante autorizado del Director del Centro. El Real Decreto 1976/1999 obliga, además, a que los resultados de las pruebas de aceptación sean recogidas en un informe elaborado por el suministrador y aceptado

por el representante del comprador, con objeto de que sirvan de referencia para los siguientes controles de calidad.

La norma UNE 66-901-89, correspondiente a la norma europea EN 29 001 sobre Sistemas de Calidad (UNE, 1989), dice que la verificación de la instalación de un equipo (incluyendo inspección, ensayo y seguimiento), deberá realizarse por personal independiente del que tiene la responsabilidad directa de la tarea realizada. Esta misma norma, en el apartado de “inspección y ensayos de recepción”, indica que el suministrador deberá asegurarse de que los productos recibidos no sean utilizados hasta que hayan sido inspeccionados o se haya verificado que cumplen los requisitos especificados.

2.2. Pruebas de estado.

Una prueba de estado es un control realizado generalmente midiendo parámetros técnicos con el objetivo de establecer el “estado de referencia” de un equipo o componente en un momento dado. Las pruebas de estado deberán realizarse por personal cualificado. Tendrán lugar cuando algún componente sustancial del equipo se haya modificado o cuando, tras realizar una prueba de constancia, se observe un cambio importante en el funcionamiento del equipo (SEFM, 2002).

2.3. Pruebas de constancia.

Las pruebas de constancia se inician partiendo siempre de un valor de referencia de un parámetro medido en las pruebas de aceptación o de estado. Se pretende con ellas vigilar los parámetros más significativos del funcionamiento de los equipos para asegurar su estabilidad en el tiempo. Las pruebas de constancia deberán ser simples, fáciles de realizar e interpretar y rápidas de ejecución y, en lo posible, se tratará de medidas relativas en las que se comparan los valores

obtenidos con los de referencia iniciales. Las pruebas de constancia se realizarán a intervalos regulares o cuando se sospeche un funcionamiento incorrecto.

La situación óptima es que dichas pruebas se realicen en colaboración con el personal del propio servicio de radiodiagnóstico, supervisando los controles del personal que coordina o supervisa el programa de control de calidad de los parámetros físicos.

Si como resultado de las pruebas de constancia se observan desviaciones anormales respecto a controles anteriores (por encima de las tolerancias establecidas), será aconsejable tomar las siguientes medidas:

- Repetir la prueba de constancia.
- Informar al responsable del programa de garantía de calidad. Dicho responsable deberá verificar en el “historial” del equipo, la frecuencia e importancia de las anomalías.

Si la desviación se ha producido de forma ocasional, será preciso incrementar la frecuencia de las pruebas de constancia, vigilar con especial detalle la calidad diagnóstica de las imágenes y verificar las dosis que reciben los pacientes.

2.4. Programa de garantía de calidad.

El Real Decreto 1976/1999 sobre criterios de calidad en radiodiagnóstico enumera unos aspectos mínimos a contemplar en el programa de garantía de calidad, que deberá incluirse necesariamente:

1.- Detalle sobre justificación y optimización de las exploraciones. A este respecto, las publicaciones de la Comisión Europea EUR 16260 (CEC, 1996a), 16261 (CEC, 1996b), 16262 (CEC, 1999), 16263 (CEC, 1995a), entre otras, tratan

con extensión estos aspectos en radiodiagnóstico general, pediátrico, TC y mamografía, accesibles, la mayoría de ellas, en los servidores web de la Comisión Europea (<http://europa.eu.int/comm/environement/radprot/index.htm>).

En radiodiagnóstico dental existe asimismo un documento de la Comisión Europea **“Radiation Protection and quality assurance in dental radiology. The safe use of radiographs in dental practice”** (CEC, 1995b) y que va a ser revisado próximamente. Existen otros documentos de ámbito nacional (Quality Assurance in Dental Radiology, editado en el Reino Unido) de gran interés práctico. Para ayudar en el proceso de justificación, la Comisión Europea ha editado recientemente un documento titulado “Guía de indicaciones para la correcta solicitud de pruebas de diagnóstico por imagen. Protección radiológica 118. CE, Dirección General de Medio Ambiente. Luxemburgo, 2001. Este documento se encuentra también disponible en : <http://europa.eu.int/comm/environment/radprot/118/118.htm>

2.- Medidas de control de calidad del equipamiento radiológico (equipos de rayos X, sistemas de procesado, receptores de imagen, sistema de registro de datos y sistemas de visualización de imagen) y de la instrumentación de medida. El estado de referencia inicial servirá para comprobar periódicamente la estabilidad del equipo, a lo largo de su vida útil, o hasta que se establezca un nuevo estado de referencia con el que se compararán los controles periódicos sucesivos.

Obviamente, el umbral de rechazo de un equipo para su uso clínico deberá basarse en el incumplimiento de las características técnicas expresadas en la oferta del suministrador y en el grado de adecuación de los resultados de las pruebas de aceptación a los niveles de tolerancias previstos en los documentos de normalización nacionales o internacionales aplicables. La Comisión Europea ha editado una guía sobre “Criterios para la aceptabilidad de instalaciones radiológicas (incluyendo radioterapia y medicina nuclear” (CEC, 1997). El documento analiza, en secciones dedicadas a diagnóstico general, receptores de imágenes, radioscopia, tomografía convencional y TC, radiografía dental, mamografía radioterapia y medicina nuclear una serie de normas mínimas de funcionamiento, con criterios que deben considerarse como niveles de intervención. Deberá llamarse la atención sobre el requerimiento, cuando sea factible, de un dispositivo que informe al médico

especialista sobre la dosis de radiación recibida por el paciente, como parte de las especificaciones de los equipos nuevos de radiodiagnóstico. La medida de las dosis que se imparten a los pacientes, y además un registro, son indispensables en procedimientos intervencionistas, debiendo contar tales equipos con el correspondiente sistema de medida. El Real Decreto 1976/1999 hace obligatoria esta condición a todos los equipos en uso en procedimientos intervencionistas (SEFM, 2002).

3.- Procedimientos para la evaluación anual de las dosis recibidas por los pacientes en los procedimientos más frecuentes y la calidad de la imagen clínica obtenida.

4.- Tasa de rechazo o repetición de imágenes (alrededor del 6-10 % en los sistemas convencionales, excepto en mamografía donde será del 1-3 %, y del orden del 2-3 % en los sistemas digitales). Aunque la carga de trabajo de cada unidad asistencial de radiodiagnóstico es variable, con lo cuál es difícil establecer una sistemática para recoger esta información, parece deseable hacerlo durante un periodo suficientemente dilatado como para que se hayan realizado un número de estudios estadísticamente representativo, a se posible ausente de sesgos por cambios en personal y otras fuentes de desviación.

5.- Verificación de los niveles de radiación, con periodicidad anual, en los puestos de trabajo y en aquellos lugares accesibles al público (SEFM, 2002).

El Real Decreto 1976/1999 requiere que los programas de garantía de calidad describan: los recursos humanos y materiales necesarios para realizar los procedimientos, las responsabilidades y obligaciones de las personas que trabajan en la unidad o con equipos adscritos a la misma, especificando su nivel de responsabilidad y autoridad, y el programa de formación par la utilización del equipo de rayos X, así como para la protección radiológica, entrenamiento continuado y para el caso especial del uso clínico de nuevas técnicas.

2.5. Auditorías.

El Real Decreto 1976/99 alude a un sistema de auditoría que la autoridad competente establecerá para determinar si el programa de garantía de calidad se adecua a los objetivos previstos, cumple con las disposiciones reglamentarias que le sean de aplicación, y está implantado de forma efectiva, a efectos de su certificación. La autoridad sanitaria competente vigilará el cumplimiento de los criterios establecidos en el programa de garantía de calidad.

Consiguientemente, parece aconsejable instaurar un sistema de auditorías que demuestren documentalmente el cumplimiento de los objetivos del programa de garantía de calidad. La Directiva 97/43/EURATOM del Consejo de 30 de Junio de 1997 relativa a la protección de la salud frente a los riesgos derivados de las radiaciones ionizantes en exposiciones médicas define la “Auditoría Clínica” como el examen o revisión sistemáticos de procedimientos radiológicos médicos que tiene por objeto mejorar la calidad y el resultado del cuidado del paciente, gracias a una revisión estructurada de las prácticas radiológicas, los procedimientos y los resultados, teniendo en cuenta las normas aprobadas para el buen procedimiento radiológico médico con modificación de prácticas cuando sea apropiado y la aplicación de nuevas normas cuando sea necesario. El Artículo 6.4 de la Directiva establece que se realizarán auditorías clínicas de acuerdo con los procedimientos nacionales.

Por su parte, el Royal College of Radiologist, en su documento “Clinical Audit In Radiology (1996), define la auditoría como un análisis sistemático y crítico de la calidad del cuidado médico o clínico, incluyendo los procedimientos usados para el diagnóstico y tratamiento, el uso de los recursos y el producto resultante de cara a la calidad de vida del paciente. Separa claramente la auditoría médica, relativa al trabajo de los médicos; de la auditoría clínica, que involucra el trabajo de todos los profesionales dedicados al cuidado de la salud.

En cualquier caso, parece evidente que el programa de ensayos y medidas de control de calidad deberá auditarse. Aunque el término de auditoría es muy amplio, se ha considerado de interés incorporar algunas orientaciones relacionadas con el

equipamiento y con los parámetros de protección radiológica con el fin de facilitar su aplicación en los programas de garantía de calidad.

En los programas de garantía de calidad (GC) se pueden plantear dos tipos de auditoría:

- 1) Auditoría interna: Realizada por el personal de la propia unidad asistencial de radiodiagnóstico (o por el grupo o entidad externa que esté colaborando en la aplicación del programa de GC).

- 2) Auditoría externa: Realizada por la Administración Sanitaria u otra entidad con competencias sobre el nivel de calidad de la unidad asistencial de radiodiagnóstico.

La auditoría interna debería incluirse como parte de los programas de GC y debería plantearse como un objetivo de buena práctica de todas las acciones que forman parte de dicho programa de GC (SEFM, 2002).

Ejemplo de este tipo de actuaciones serían las siguientes:

- a) Repetir por parte de otras personas y utilizando si es posible otros equipos de medida, un cierto porcentaje de los controles de calidad realizados, y verificar si se obtienen resultados compatibles. Estos ensayos repetitivos permitirán verificar la fiabilidad de resultados previos obtenidos y acotar su precisión.

- b) Supervisar un cierto porcentaje de informes de control de calidad, por personas diferentes de quienes los han realizado y firmado, y comprobar si los resultados son coherentes y si los informes son completos (si se incluyen todos los datos relevantes, como la fecha del control, la correcta identificación del equipo de rayos X evaluado y de la instrumentación utilizada, las personas que han realizado el control, etc).

- c) Comprobar periódicamente si los controles de calidad se realizan siguiendo los procedimientos establecidos y si se miden los parámetros relevantes.
- d) Comprobar periódicamente si las recomendaciones que se hacen como consecuencia de los controles de calidad tienen su correspondiente seguimiento por parte del personal de la unidad asistencial de radiodiagnóstico o de la Administración del Centro.

Las auditorías internas deben tener como resultado la mejora de los procedimientos de trabajo, deben ayudar a corregir errores, y deben contribuir a mejorar la calidad de los procedimientos radiológicos. En conjunto, deben entenderse como un procedimiento educacional complementario a otras actividades de formación y entrenamiento, además de servir a la propia promoción de la calidad.

Las auditorías externas deberían centrarse en aspectos básicos (niveles de dosis a los pacientes, calidad de las imágenes, existencia de informes de resultados, etc), teniendo en cuenta el tipo de instalación que se audita (con sus medios humanos y materiales) y evitando los detalles excesivamente burocráticos que podrían desvirtuar su efectividad. Las auditorías externas deberían plantearse inicialmente como una ayuda y consejo al centro que se audite para mejorar su nivel de calidad. Un planteamiento puramente de inspección con riesgo de sanciones puede ser negativo durante las primeras etapas de implantación de los programas de garantía de calidad, haciendo que algunos centros preparen su documentación para pasar las inspecciones más que para mejorar su nivel de calidad.

Los resultados de las auditorías, tanto internas como externas, deben documentarse en informes que serán parte de los programas de garantía de calidad (SEFM, 2002).

III.3. INDICADORES GLOBALES DE LA CALIDAD EN RADIODIAGNÓSTICO.

3.1 Indicadores de la dosis al paciente.

El control de la dosis impartida al paciente, conjuntamente con la calidad de la imagen en exploraciones de radiodiagnóstico, puede constituir un primer estimador sobre el estado global del sistema (equipamiento radiológico, protocolo de exploración, formación del personal) a partir del cuál se decidan actuaciones de verificación dirigidas a elementos concretos para corregir comportamientos anómalos. Para obtener datos de relevancia, las medidas deben realizarse preferentemente sobre pacientes estándar y no mediante procedimientos de simulación.

La información disponible sobre control de la dosis al paciente en exploraciones radiológicas es aún escasa. El documento sobre “Criterios de Calidad de las Imágenes en Radiodiagnóstico” (NCRP, 1988), elaborado por una comisión de expertos de la Unión Europea (UE), propone valores de referencia de dosis a la entrada del paciente para una imagen obtenida en condiciones estándar, aplicables a muestras representativas de pacientes en una sala o centro y no con carácter individual. Los valores de referencia no deben aplicarse a pacientes individuales (SEFM, 2002).

En el documento de la UE se incorporan, debidamente actualizados, además de los criterios de calidad de la imagen, valores de referencia de dosis a la entrada del paciente para exploraciones de tórax, cráneo, columna lumbar, pelvis, tracto urinario y mama, basados en la dosis promedio impartida en una muestra de centros. El valor de dosis por debajo del cuál están incluidos el 75 % del total de centros se ha tomado como nivel de referencia de dosis, de acuerdo con la terminología del documento. Según este criterio, si el 75 % puede trabajar en tales condiciones, el 25 % restante debería poder corregir sus equipos y/o técnicas de trabajo para reducir adecuadamente sus dosis de radiación utilizadas. (ALCARAZ, 2001; SEFM, 2002).

La adopción de valores de referencia se exige en la Directiva Europea 97/43 sobre exposiciones médicas. El Decreto 1976/1999 incluye la sistemática de

determinación de dosis de referencia como indicador básico de calidad. De acuerdo con la filosofía del documento EUR 16260 (CEC, 1996a), sugiere tomar como proyecciones radiográficas estándar las de cráneo, tórax, columna lumbar, pelvis, abdomen y mama, para el control de la dosis y la calidad de la imagen, con los valores de referencia de la dosis a la entrada del paciente indicados en la **Tabla 1**. En esta tabla se incluye también la radiología dental intraoral.

En el control de la dosis al paciente deben distinguirse las exploraciones simples y las exploraciones complejas debido a la necesidad de practicar distintas metodologías de medida.

Para la medida de los parámetros relacionados con la dosis que reciben los pacientes, podrán practicarse uno o varios de los siguientes métodos:

- a) Con dosímetros de termoluminiscencia colocados a la entrada del haz de rayos X en el paciente.
- b) A partir de valores de rendimiento medidos con detectores de radiación (sin paciente) aplicando las condiciones particulares de las exploraciones de que se trate, con los datos de pacientes y técnicas radiográficas utilizadas.
- c) Mediante cámaras de ionización de transmisión, utilizadas en el curso de la exploración radiológica del paciente.

Si las determinaciones tienen lugar sobre pacientes deberán realizarse eligiendo individuos sin patologías deformantes, normalmente constituidos y de talla y peso intermedios.

Tabla 1. Valores de referencia de la dosis al paciente

TIPO DE EXPLORACIÓN	DOSIS A LA ENTRADA DE REFERENCIA ¹ (mGy)
ABDOMEN AP	10
COLUMNA LUMBAR AP/PA	10
COLUMNA LUMBAR LAT	30
COLUMNA LUMBO-SACRA LAT	40
CRÁNEO AP	5
CRÁNEO LAT	3
CRÁNEO PA	5
MAMOGRAFÍA	10
PELVIS AP	10
TÓRAX LAT	1,5
TÓRAX PA	0,3
DENTAL INTRAORAL PERIAPICAL	7

Los controles de dosimetría a los pacientes se efectuarán con una periodicidad mínima anual y después de las modificaciones o reparaciones que pueden afectar al funcionamiento del equipo de rayos X, tal y como se recoge en el RD 1976/1999.

3.1.1. Dosimetría a los pacientes en exploraciones simples.

En salas dedicadas a exploraciones simples (sin escopia y con un reducido número de proyecciones por paciente) se determinará el porcentaje de imágenes desechadas y la dosis a la entrada del paciente en una de las proyecciones estándar. De entre ellas, se elegirá la realizada con mayor frecuencia en esa sala, para una muestra mínima de diez estimaciones. Si la dispersión fuera muy importante, convendrá incrementar el tamaño de la muestra.

En todos los casos se detallarán las condiciones técnicas de la exposición (valores seleccionados de tensión, intensidad y tiempo o su producto, distancia foco-película, tamaño del campo, espesor de paciente y sensibilidad de la combinación película-hoja de refuerzo o del sistema de imagen que se utilice) de cada proyección controlada.

Cuando los estudios realizados en una sala no incluyan proyecciones con valor de referencia de dosis establecido, se realizará una simulación con el método abreviado que se describe más adelante. En este caso se controlarán dos tipos de exploraciones si con el equipo o en la sala en cuestión se llevan a cabo estudios que se asemejen a tórax y abdomen (con técnicas y protocolos claramente distintos, por lo tanto) o se controlará únicamente un tipo de exploración en otras circunstancias.

El método abreviado consiste en simular las condiciones usuales de una exploración, colocando una cámara de ionización en la posición de la entrada del haz de rayos X en el paciente (20 cm por encima de la camilla o por delante del “bucky” o soporte de imagen). Se realizará un disparo con técnica manual, eligiendo las condiciones de exposición propias de una paciente de 70 kg de peso y 1,70 metros de estatura. Se repetirá la operación acortando y alargando la distancia foco-cámara 2 cm. Opcionalmente, podrá utilizarse una cámara de transmisión para estimar la dosis a la entrada a partir del producto dosis-área.

Se pueden estimar utilizando dosímetros de termoluminiscencia (TL) colocados en el centro del campo de radiación, en contacto con un maniquí como el descrito, por la cara de entrada del haz. Se reflejarán detalles sobre kVp, mAs, tipo de sistema de imagen, distancia foco-piel y distancia foco-película.

Los resultados deberán contrastarse con medidas experimentales sobre pacientes para verificar fehacientemente la adecuación de las aproximaciones asumidas o deducir un coeficiente de correlación.

3.1.2. Dosimetría a los pacientes en exploraciones complejas.

En las salas dedicadas a exploraciones complejas convencionales (digestivo, urografía, etc) en las que se obtienen varias imágenes por exploración y se usa frecuentemente la escopia, se medirán, como mínimo, la dosis a la entrada al paciente en grafía, en una de las proyecciones estándar precisando el número de imágenes por exploración, y el tiempo de escopia (si se utiliza) para el tipo de

exploración más usual de la sala. De dichos controles se llevarán a efecto, al menos, cinco determinaciones.

En todos los casos, se detallarán las condiciones de operación del equipo de rayos X (valores seleccionados en el generador de tensión, corriente y tiempo o su producto, la distancia foco-película y las características de la combinación película- hoja de refuerzo) para las distintas imágenes de la exploración. Además, se medirá la tasa de dosis a la entrada en escopia, bien sobre pacientes o sobre un maniquí que simule al paciente, reproduciendo en la irradiación las condiciones de la escopia (tanto en técnica como en tamaño de campo empleadas en un estudio real).

Alternativamente, se medirá el producto dosis-área en el sitio de exploración escogido para el control, además del número de imágenes y del tiempo de escopia, si procede, llevando a cabo como mínimo determinaciones sobre datos de cinco pacientes.

Un método abreviado podrá realizarse simulando las condiciones usuales de una proyección asimilable a la de una exploración simple (por ejemplo, simple de abdomen), colocando una cámara de ionización en la posición de la entrada del haz en el paciente (20 cm por encima de la camilla, o por delante del "bucky" o soporte de imagen). Operando en técnica manual, se elegirán las condiciones de exposición propias de un paciente de 70 kg de peso y 1,70 metros de estatura y se realizará un disparo. Se repetirá la operación acortando y alargando la distancia foco-cámara 2 cm (SEFM, 2002).

También, mediante el uso de una cámara de transmisión, se podría estimar la dosis a la entrada a partir del producto dosis-área, utilizando factores de conversión y por supuesto, también se podrían utilizar dosímetros de TL colocados en el centro del campo de radiación, en contacto con un maniquí como el descrito, por la cara de entrada del haz.

3.1.3. Dosimetría a los pacientes en otras exploraciones.

En salas en las que se realicen exploraciones especiales (vascular, hemodinámica, intervencionista, etc.) se medirán la dosis a la entrada del paciente en una de las proyecciones estándar (si se llevan a cabo en el estudio) con arreglo a lo indicado anteriormente y la dosis en el superficie, medida durante todo el estudio en la zona de mayor frecuencia de incidencia del haz directo o el producto dosis-área. Se registrarán también el número de imágenes y el tiempo de escopia. Igualmente, se llevarán a efecto, al menos, determinaciones en cinco pacientes. Además, se medirá la tasa de dosis a la entrada según se especifica en el caso de exploraciones complejas convencionales.

De acuerdo con el Real Decreto 1976/1999, de 23 de Diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico, los equipos de rayos X que se utilicen en procedimientos intervencionistas deberán tener disponible un sistema de medida y registro de las dosis que se imparten a los pacientes.

En salas de tomografía computerizada, cuyo procedimiento dosimétrico se presenta en la sección de control de parámetros técnicos, se podrá medir la dosis en la superficie del paciente en la zona central de la región barrida por el equipo en el curso de una exploración típica frecuentemente realizada. Se registrarán los detalles técnicos de kVp, mAs, número de espesor de los cortes y la distancia entre los mismos. Se recomienda realizar esta medida mediante una batería formada por varios dosímetros de TL. Los dosímetros han de unirse de manera que el conjunto detecte radiación en una longitud de un centímetro, aproximadamente, sobre la superficie de la zona del paciente a explorar (de modo similar a las aplicaciones en que se desea obtener la curva de perfil de dosis), alineando dicha batería en la dirección de progresión de los cortes tomográficos y posicionándola en el centro de la longitud a cubrir por los distintos cortes.

También en cualquiera de estos procedimientos de estimación se llevarán a efecto cinco determinaciones, como mínimo.

3.2. Indicadores de la calidad de la imagen.

La evaluación de parámetros que permiten objetivar la calidad de imagen podrá llevarse a cabo con una o ambas de las siguientes opciones:

- a) A través de los criterios anatómicos del grupo de expertos de la Comisión Europea (CEC, 1996a; CEC, 1996b; CEC, 1999) u otros análogos propuestos por el radiólogo responsable de la sala o servicio. En este último supuesto, los criterios substitutivos constarán por escrito, junto con los resultados del control efectuado.
- b) Con objetos de prueba que permitan valorar los parámetros físicos básicos de la imagen (por ejemplo estimando límite de resolución espacial, umbral de sensibilidad para detalles de bajo contraste, etc.) constando por escrito la evaluación realizada y las tolerancias establecidas.

Cuando este control se efectúe sobre imágenes clínicas, éstas deberían corresponder a los pacientes en los que se hayan realizado las determinaciones señaladas en la sección de dosimetría al paciente de manera que los resultados de ambos ensayos sean representativos de las condiciones de trabajo e una misma fecha. Se recomienda realizar controles de imagen al menos una vez al año y después de las modificaciones o reparaciones que puedan afectar al funcionamiento del equipo de rayos X (SEFM, 2002).

3.3 Tasa de rechazo de imágenes.

El control de la tasa de rechazo de imágenes, recogido en la mayoría de los protocolos de control de calidad (OMS, 1984; MOORES y cols, 1987; NCRP, 1988; BIR, 1988) supone un complemento a los controles globales de dosis e imagen que permite identificar de forma genérica las necesidades más urgentes de actuación, a la vez que supervisar la consecución de los objetivos del propio programa de control

de calidad. De este modo, el programa de control de parámetros técnicos podría concentrarse prioritariamente en las áreas con mayores oportunidades de mejora.

Para lograr un buen análisis de rechazo de películas es fundamental contar con la cooperación total del personal técnico del servicio. Antes de empezar el análisis, es importante explicar perfectamente los métodos y objetivos a todo el personal participante. Deberá señalarse que el programa busca mejorar la eficiencia general y no se busca criticar deficiencias individuales (ALCARAZ, 2001; SEFM, 2002).

Se recomienda iniciar un análisis de rechazo antes de hincar un programa general de control y garantía de calidad para establecer valores de y después con periodicidad al menos anual. Las imágenes rechazadas deberían recogerse al menos durante un período de dos a cuatro semanas.

En su forma más simple, un estudio deberá consistir en el recuento de las imágenes rechazadas, expresando la tasa de rechazo como un porcentaje del número total de imágenes obtenidas durante un cierto período. El número total de imágenes obtenidas deberá deducirse a partir de la indicación que el responsable de control de calidad estime más fiable (datos de almacén de películas, de los contadores de exposición o procesado, de las estadísticas y registros del propio servicio de radiodiagnóstico, etc.). En los servicios con técnicas de imagen digital, la tasa de rechazos deberá contemplarse desde el principio en los sistemas de información radiológica (RIS) o de almacenamiento (PACS), si bien la mayoría de los sistemas digitales comerciales existentes en la actualidad no disponen de herramientas que faciliten la evaluación de tasas de rechazo, e incluso posibilitan la eliminación de imágenes por parte del operador sin que quede constancia de ello.

Otras opciones, que permiten obtener más información acerca de los orígenes y causas de los rechazos suponen registrar la sala de donde procede cada una de las imágenes rechazadas, el tipo de examen y la causa del rechazo (que pueden clasificarse en categorías como: subexposición, sobreexposición, errores de colocación o de colimación, fallo del equipo, artefactos en la película, movimiento del paciente, sin valor diagnóstico, etc.) (ALCARAZ, 2002; SEFM, 2002).

III.4. LOS ANTECEDENTES EN LA RADIOLOGÍA DENTAL.

Sin embargo, nada de todo lo referenciado existía en 1995. no había protocolos ni pruebas diseñadas, aunque sí, la necesidad de empezar a controlar la Calidad de la imagen radiológica en Radiodiagnóstico dental.

Hasta el año 1995, el odonto-estomatólogo español, a diferencia de otros profesionales relacionados con la radiología médica, no tenía ningún tipo de restricciones o control en la actuación radiológica por parte de instituciones oficiales, lo cual ponía de manifiesto que toda la protección radiológica tanto del paciente como del profesional podía ser escasa, y además dependía total y exclusivamente del profesional responsable de la instalación.

En este momento, la Unión Europea insiste mediante diferentes directrices en la necesidad prioritaria de reducir la dosis de radiación administradas a los pacientes, y se traslada a la legislación española un **Real Decreto 2071/1995**, con carácter de **Norma Básica Sanitaria**, por el cual se ven “obligados” todos los propietarios responsables de instalaciones radiológicas dentales a realizar anualmente un control de calidad de dichas instalaciones. Por primera vez será necesario realizar una auditoría externa por una empresa homologada que certifique e informe de la actividad radiográfica de una instalación de diagnóstico radiológico dental.

En 1998, se realiza una primera revisión bibliográfica sobre el tema y se pone de manifiesto la carencia de documentos legales que muestran los resultados obtenidos de dichos controles de calidad sobre las dosis que se administran por exposición, el tipo de aparatos de radiología que se encuentran en nuestro país, el número de exposiciones que se realiza diariamente, y el funcionamiento correcto o no de las instalaciones (MARTÍNEZ-BENEYTO, 1999).

En los siguientes apartados de la introducción se pretende presentar una revisión de las características y los principales métodos de protección radiológica que se preconizan para optimizar la actuación radiológica en la práctica dental, lo que permitirá la comprensión de los parámetros evaluados en este estudio.

III.5. ASPECTOS GENERALES DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA EN RADIODIAGNÓSTICO.

La Comisión Internacional de Protección Radiológica establece que el sistema de Protección frente a Radiaciones Ionizantes viene determinado por tres principios fundamentales: una correcta justificación clínica, un equipo adecuado al que se le realiza un programa de garantía de calidad y una limitación de las dosis máximas permitidas en dichas exploraciones (MARTÍNEZ-BENEYTO, 1999; ALCARAZ, 2001).

5.1. La Justificación en el radiodiagnóstico intraoral.

La utilización de rayos X, exige como medida preventiva fundamental ante una correcta Protección Radiológica, exponer al paciente, y profesional expuesto a las dosis de radiación más bajas posibles y que todas las exposiciones a la radiación ionizante estén clínicamente justificadas. Quedando establecida la necesidad de llevar cabo la imagen radiológica, los clínicos deberían de afrontar la elección entre las múltiples técnicas de imagen (HORNER, 1994)

Sin embargo, es evidente que se ha realizado poco esfuerzo en establecer criterios de selección para el radiodiagnóstico dental. En Estados Unidos, el departamento de salud y servicios humanos seleccionaron un grupo de expertos para desarrollar tales criterios en 1987 (HORNER, 1994). Su trabajo culminó con la publicación de una estrategia para el manejo radiológico de pacientes dentales que se publicó en 1993 . Los especialistas se aproximaron a este reto categorizando pacientes de acuerdo con situaciones clínicas específicas: tipo de visita (nueva o revisión), estado de desarrollo dental y, en el caso de valoración de caries dental, la presencia de factores de riesgo (por ejemplo, higiene oral, exposición a flúor, etc.). Esto produce una sensibilidad en el clínico ante las variaciones en los criterios que aconsejan las diferentes exploraciones. Así, la exploración en aleta de mordida en un individuo de un grupo de bajo riesgo puede ser indicada solamente una vez cada tres años, mientras que el intervalo de tiempo puede reducirse a seis meses para un joven con alto riesgo de caries dental. Inevitablemente estos criterios pueden ser apropiados para la prevalencia e incidencia de enfermedades

en los Estados Unidos, y están influenciados por la práctica previa aceptada entre los dentistas americanos. Sin embargo, las recomendaciones tan escrupulosamente detalladas pueden ser inapropiados para aportarlos al Reino Unido, o al resto de países europeos. Sin embargo, a pesar de todo, la filosofía subraya que el desarrollo de estos criterios de selección descritos podrían ser un modelo útil para diferentes países.

Según HORNER (1994), se han intentado esfuerzos similares en el Reino Unido para establecer criterios de selección radiológicos, que han elaborado especialistas en la Asociación Británica de Cirujanos Orales y Maxilofaciales y la Sociedad Británica de Endodoncia, así como también por clínicos individuales (PITTS y KIDDS, 1992). Tales desarrollos son aceptables, pero hay una necesidad de coordinar grupos de especialistas y sociedades científicas, para realizar criterios de selección que sean asumidos por la totalidad de la profesión dental.

No hemos encontrado referencias previas que muestren un esfuerzo similar en nuestro país, en donde no se ha realizado ningún esfuerzo a nivel institucional.

5.2. La optimización en la radiología intraoral.

Para aplicar el concepto de optimización en odontología, básicamente se cuenta con el criterio ALARA (As Low As Reasonably Achievable), el cual es base para la realización de la optimización en radiodiagnóstico dental.

Han sido numerosos los estudios que han puesto de manifiesto el avance que ha sufrido la radiología dental durante los últimos años (HORNER y HIRSCHMANN, 1990; NAKFOOR y BROOKS, 1992; HINTZE, 1993; HORNER y cols., 1993; HORNER, 1994; ALCARAZ, 1999a; VAÑO, 2001), lo cual pone de manifiesto el gran número de exposiciones que se están realizando diariamente. Las estadísticas publicadas sobre la práctica dental en el Servicio Nacional de Salud de Inglaterra y País de Gales durante la década pasada reflejan un desarrollo continuado que llegaría a alcanzar una cifra anual de 16 millones de exploraciones anuales. Esta

cifra no incluye la realizadas en instalaciones y hospitales de carácter privado ni en el resto del Reino Unido, lo cual debería incrementar considerablemente la cifra total de radiografías dentales (SPELT, 1996). Podrían alcanzarse los 18 millones de exploraciones anuales en los servicios dentales públicos para el año 2001 (BROWN, 2001). En Finlandia se han llegado a publicar cifras que rondan el millar de casos de radiografías intraorales anuales y 350.000 panorámicas (HAVUKAINEN, 1988). El número de radiografías dentales por habitante en Suecia es de 1.6, aunque cifras inferiores se han descrito en Finlandia y Hungría con 0,2 y 0,1 respectivamente (SEWERIN, 1986).

La Unión Europea ha considerado que la radiología odontológica representa aproximadamente el 25 % de todos los exámenes radiológicos médicos realizados cada año (HORNER, 1994; SPELT, 1996) y que supone más de 200 millones de exploraciones radiológicas anuales en los países miembros.

La radiología dental comprende exámenes y exploraciones radiológicas relativamente sencillas, en donde el 90 % de las exploraciones radiológicas corresponden a radiografías periapicales intraorales y en aleta de mordida. La radiología panorámica sería la segunda exploración en frecuencia, seguida por la radiografía oclusal, las radiografías de la articulación temporomandibular y de la telerradiografía para los estudios de cefalometría respectivos.

Sin embargo, aunque el número de exploraciones radiológicas es muy importante, las dosis de radiación utilizadas en el radiodiagnóstico dental son, si se consideran individualmente, dosis de radiación pequeñas.

A pesar de todo, existen inquietudes y temores sobre las consecuencias de los niveles de radiación empleados en radiología dental posiblemente por la sinergia de diferentes situaciones y factores (HORNER, 1994):

1º. Se establece una clara diferencia entre el diagnóstico odontológico y la radiología clínica médica en donde no se asume un mismo grado de importancia ni

de interés. Para la radiología médica se valoran criterios y beneficios diagnósticos en donde la vida del enfermo puede estar amenazada; mientras que en el radiodiagnóstico odontológico el beneficio no suele ser inmediato y ni tan evidente para los propios pacientes.

2º. Una elevada proporción de las radiografías dentales se realizan en niños y jóvenes en donde el riesgo de la exposición a la radiación ionizante puede ser entre 2 y 8 veces más elevado.

3º. Existen múltiples evidencias de que numerosos pacientes se someten a dosis excesivamente altas o innecesarias de radiación en exploraciones odontológicas realizadas con equipos muy anticuados o con un inadecuado funcionamiento, técnicas obsoletas y procesos de revelado incorrectos en la práctica dental (HORNER, 1994).

En este sentido, algunos estudios describen que el 42 % de los pacientes "nuevos" que se incorporan a una clínica dental son sometidos a una radiografía panorámica de rutina (RUSHTON, 1999), llegando en algunos casos al 57 % cuando se les va a iniciar cualquier tipo de tratamiento; aún cuando en la mitad de los casos la justificación clínica que provoca dicha radiografía es el diagnóstico de caries dental.

Igualmente, se ha descrito que entre el 25% y el 33 % de las radiologías panorámicas que se realizan son inaceptables y carecen de suficiente calidad para una interpretación diagnóstica (SMITH, 1992; SMITH y cols., 1993; HORNER, 1994; RUSHTON, 1999; HIRCHMANN, 1999); atribuyéndose al inadecuado procesamiento, a los movimientos del paciente y al escaso contraste o ennegrecimiento los defectos más habituales (RUSHTON, 1999). Otros estudios han descrito que hasta el 40 % de los equipos de rayos X para radiología dental sobrepasan los valores óptimos recomendados para la realización de una técnica radiológica adecuada.

Esta situación se repite en la radiología intraoral, en donde se ha descrito que entre el 49 % y el 54 % de todas las películas periapicales analizadas en el Reino Unido y en Grecia se consideran inaceptables fundamentalmente por errores en la aplicación de la técnica radiológica (SMITH y cols., 1993; HORNER, 1994; RUSHTON y HORNER, 1995; SYRIOPOUSLOS y cols., 1998).

WHITE (1992) ha publicado una revisión de los riesgos y lesiones inducidos por la radiación ionizante calculados en base a las exposiciones realizadas durante la radiografía dental: los principales riesgos descritos se relacionan con la aparición de cáncer radioinducido, fundamentalmente leucemia. También se han relacionado con otros tumores de cabeza y cuello originados en zonas expuestas al haz primario de radiación durante las exposiciones radiológicas: carcinoma de tiroides, carcinoma de esófago y diversos tipos de tumores salivales. Estas estimaciones del riesgo inducido por la radiación ionizante se han realizado en exposiciones individuales con dosis muy elevadas de radiación. Sin embargo, más frecuente es la publicación de estudios en los que múltiples exposiciones en exámenes radiológicos dentales se relacionan con un aumento en la frecuencia de aparición de cáncer en diferentes glándulas salivares y del encéfalo (PRESTON-MARTÍN y cols., 1988; PRESTON-MARTÍN y WHITE, 1990; MAILLIE y GILDA, 1993).

En un estudio realizado por LICHTER y cols., (2001), se ha publicado que la dosis colectiva dental para el año 1998 en Israel es de 42.86 Sv, lo que la hace responsable de una mortalidad de 2.14 personas anuales en el país.

5.3. Tubos y generalidades de los Rayos X.

Hasta hace poco, los equipos de rayos X dentales en Europa eran fabricados para funcionar con niveles muy bajos de kilovoltaje, de 50 kVp o incluso menores. Estos kilovoltajes se asociaban con exposiciones largas y dosis elevadas de radiación; por lo que los valores de kVp más elevados se están incorporando al mundo odontológico como medida para disminuir la dosis de radiación. Actualmente, a los dentistas europeos se les aconseja adquirir equipos que trabajen a 70 kVp,

mientras que la legislación en Suecia permite un mínimo de 60 kVp. Este aumento en el kVp, es una forma simple de disminuir la cantidad de radiación empleada en la exploración radiológica. Sin embargo, la elección de 70 kVp como valor ideal, se ha realizado por dos razones fundamentalmente:

1. En los equipos de radiología dental, tanto el miliamperaje como el kilovoltaje son valores fijos, pudiéndose variar únicamente el tiempo de exposición. En este sentido, el empleo de valores de kVp fijos de 70 estaría justificado pues utilizar equipos con valores de kVp inferiores supondría tener que aumentar el tiempo de exposición para obtener una correcta emulsión fotográfica, y esto conllevaría a un aumento en las dosis de radiación. En este sentido, y asumiendo una calidad en el contraste radiográfico discretamente inferior con el empleo de 70 kVp, no sería necesario aumentar ese tiempo de exposición, lo que administraría menores dosis al paciente. Así, aunque la cantidad de radiación puede disminuir, incrementando el kVp, es un indicador poco fiable del total de dosis absorbida (PRICE, 1986). WALL y cols., (1979) encontraron valores más bajos para dosis en cabeza y cuello con 45 kVp que con 65 kVp, reflejando un aumento en la penetración asociada con radiación más energética.
2. Aumentando el kVp por encima de 70 kVp se produce un espectro característico de radiación cada vez más alejado de la sensibilidad óptima de una película dental sin hoja de refuerzo (RICHARDS y cols., 1970 ; McDONALD y cols., 1987).

Aunque la dosis de radiación es importante, lo fundamental para el diagnóstico odontológico es la calidad de la imagen obtenida. Imágenes de alto contraste se relacionan con valores bajos de kVp y son más apropiados para el diagnóstico de algunos tipos de patología, como la caries dental (WEBBER y cols., 1968; ARNOLD, 1983; OKANO y cols., 1985; SVENSON y PETERSSON, 1989);

mientras que valores inferiores de contraste ofertados por los equipos de 80 kVp, se dice que ofrecen mejor visualización del hueso de la cresta alveolar en lesiones originadas por la enfermedad periodontal (LANG, 1977; THUNTHY, 1978). En resumen, los equipos actuales de 70 kVp recomendados por la Unión Europea para dentistas probablemente representa el compromiso más razonable en términos de limitación de dosis y de eficacia diagnóstica (HORNER, 1994).

Recientemente se ha descrito (YAKOUMAKIS y cols., 2001), que la utilización de equipos que disponen de valores de kilovoltaje comprendidos entre 45 y 55 kVp utiliza dosis medias de 6'36 mGy, cifra muy superior a los 2'89 mGy que emplean los equipos que funcionan con kilovoltajes de 60-70 kVp.

McDAVID y cols., (1982), describen que la dosis de radiación superficial se podría disminuir hasta en un 25 % utilizando Intrex (o aparatos similares), ya que la media de las energías de las radiaciones se aproximan al espectro óptimo de sensibilidad de las películas dentales sin hoja de refuerzo. Un buen contraste de la imagen es esencial para el diagnóstico radiológico de la caries, pero desafortunadamente el uso de potenciales únicos y constantes en los equipos de rayos X, produce una pérdida significativa del contraste de la imagen radiológica.

5.4. Filtración.

Las recomendaciones oficiales de la Unión Europea sobre los valores de filtración necesarios para el funcionamiento de equipos radiológicos dentales intraorales, son de 1'5 mm de Al para equipos radiológicos que funcionen hasta con 70 kVp, aumentando el valor de la filtración 0.2 mm de Al por cada 10 kVp, ascendiendo hasta un máximo de 150 kVp.

5.5. Colimador.

Tradicionalmente, el colimador redondo se ha utilizado, prácticamente con exclusividad, en radiología intraoral. Los fabricantes actuales establecen un diámetro máximo del cono de 6 cm de diámetro sobre la piel del paciente. Sin embargo, un haz circular de este tamaño es un 135 % mayor en superficie que una película radiográfica convencional (3 x 4 cm), poniendo de manifiesto una forma obvia de disminuir la dosis de radiación en pacientes. El colimador rectangular se puede conseguir utilizando un limitador adecuado del cono en el equipo de radiodiagnóstico, incorporando un aparato que sujeta la película radiográfica, y que tiene un plato de acero con una ventana de tamaño apropiado. Se ha descrito que el empleo de colimadores redondos de 5 cm de diámetro suponen una alternativa buena para limitar las dosis de radiación, pero para ello es necesario el empleo de posicionadores y técnicas que exigen una mayor atención en su utilización (WHITE y cols., 2001).

Está demostrado que el cambio de un colimador redondo (6 cm) a uno rectangular (3 x 4 cm) reduce la exposición a la radiación en un factor de cuatro (GEIST y BRAND, 2001), permitiendo disminuir la dosis administrada al paciente en un 60 % (WINKLER, 1968; WHITE y ROSE, 1979; GIBBS y cols., 1984; STENSTROM, 1986; KIRCOS y cols., 1987; LUNDEEN, 1989; HORNER 1994). Tanto la American Dental Association (ADA) como distintas organizaciones europeas ponen de manifiesto que un técnica óptima de protección radiológica para disminuir las dosis de radiación sería el empleo de colimadores rectangulares junto a películas radiográficas de emulsión rápida (NAKFOOR y BROOKS, 1992; FREEMAN y BRAND, 1994; SVENSON y PETERSSON, 1995; ADA, 1998; MARTÍNEZ-BENEYTO, 1999). No parece justificado el empleo de colimadores redondos, ya que el coste de los colimadores rectangulares es bajo (se ha estipulado en unos 100 dólares), y permite obtener un beneficio de un 50 % menos de exposición en el paciente (ROHLIN y WHITE, 1992). A pesar de que este método de disminución de la dosis es simple y sencillo son muy pocos los dentistas que lo utilizan. Esto parece que se debe a dos razones fundamentalmente:

1. Pocos fabricantes ofertan colimador rectangular, y los que lo hacen, ofertan como una simple alternativa al cono redondo convencional.
2. Su uso necesita de la utilización de instrumentos de sujeción de las películas para conseguir una linealidad adecuada entre el haz de radiación y la película empleada.

En nuestro país son excepcionales los dentistas que rutinariamente emplean estos utensilios mecánicos de para sujetar la película radiográfica. En otro países también se ha descrito que no es probable que se alcance el amplio uso de colimador rectangular, a no ser que se enseñe su importancia a los alumnos de pregrado y postgrado durante su formación académica (HORNER, 1994).

5.6. Película radiográfica.

Desde 1919, en la radiografía intraoral, el método habitual de obtener una imagen, es la película radiográfica intraoral sin pantalla de refuerzo. Durante estos últimos años, han sucedido avances significativos en los tipos de películas rápidas ofertadas comercialmente, cabe destacar la película E-speed (Kodak®, Madrid), que fue introducida en el mercado por primera vez en 1981 y presentaba las ventajas de reducir en un 50% la exposición a la radiación con respecto a su antecesora la película radiográfica Ultraspeed (Kodak®, Madrid) que poseía una sensibilidad inferior (tipo D) (KAFFE y cols., 1984; KOGON y cols., 1985; BOHAY y cols., 1994; HORNER, 1994; LUDLOW y cols., 1997; PLATIN y cols., 1999). La forma de utilización y el coste de la misma de este nuevo tipo de película es igual que la Ultraspeed®.

Numerosos estudios han demostrado que tanto el contraste, la resolución y el campo de utilización diagnóstico es similar al tipo de película Ultraspeed® sin ninguna pérdida significativa en la calidad de la imagen (GIRSCH y cols., 1983; GRONDAHL y cols., 1983; WHITE, 1984a; WHITE, 1984b; DONNELLY y cols., 1985; SVENSON, 1985; GOAZ y WHITE, 1987; KLEIER y cols., 1987; WAGGONER y ASHTON, 1988; WAGGONER y ASHTON, 1989). Sin embargo algunos autores ponen de manifiesto que el tipo de película Ektaspeed® presenta una disminución en

el contraste y un aumento del velo superior a la D-speed, así como la existencia de un aumento en el granulado de la imagen (GIRSCH y cols., 1983; CANTADELLA-FLETCHER, 1987; PLATIN y cols., 1999).

NESBIT y cols., (1995) estimaron que una posible causa de la deficiente calidad de la imagen obtenida con la película E-speed, podría deberse al mal almacenamiento de ésta y a alteraciones en las condiciones del proceso de revelado. Así pues, se introdujo en el mercado una nueva película, Ektaspeed Plus (Kodak®) que eliminó las deficiencias de su predecesora; mostrándose significativamente mejor a la hora de realizar un diagnóstico preciso de diferentes tipos de patología, tales como caries en superficies interproximales limitadas al tercio más exterior de la dentina que las películas anteriores (KANTOR y cols., 1985; THUNTHY y WEINBERG, 1995; LUDLOW Y Cols., 1997; RICKETTS y cols., 1997).

A pesar de que la película Ektaspeed fue introducida en 1981, sólo es empleada actualmente por una minoría de dentistas (GOREN y cols., 1989; HORNER y cols., 1993; SVENSON y cols., 1997a). Se han argumentado diferentes motivos:

1. Tanto la D como la E-speed continúan con un marketing de ventas importante, y el hábito de utilizar siempre la misma marca supone un obstáculo importante para el cambio de tipo de película.
2. Muchos equipos dentales antiguos no permiten un manejo de los temporizadores a tiempos cortos de exposición que son los que requiere la película E-speed,

Recientemente, Kodak® ha incorporado al mercado la película Insight®, clasificada como un película intraoral que cumple las normas ISO, de velocidad y sensibilidad F. Este tipo de película radiográfica presenta un 25 % más de velocidad de emulsión que su predecesora (GEIST Y BRAND, 2001). En cuanto al tiempo de exposición cabe destacar que necesita un 49 % menos que la película Ultraspeed (PRICE, 2001; VERDONSCHOT y DUIJSINGS, 2001), un 33 % menos que la película Ektaspeed (LUDLOW, 2001) y un 20 % menos que la película Ektaspeed

Plus® (SYRIOPOULOS y cols., 2001; NAIR y NAIR, 2001). La reducción de la dosis de radiación resulta evidente con este tipo de película radiográfica, permitiendo obtener una calidad óptima de la imagen radiográfica gracias a su excelente grado de contraste. La propia casa comercial sitúa en un 60% de reducción la dosis de radiación que precisa esta película en odontología intraoral respecto de la anterior.

5.7. Imagen Digital.

La radiografía digital ha supuesto un gran avance en el campo de la radiología intraoral. En estos últimos años, diferentes casas comerciales la han incorporado a sus promociones comerciales. Estos sistemas, están todavía en fase de evaluación, pero se ha observado una disminución en el tiempo de trabajo del profesional y en la dosis de radiación con la utilización de los mismos (WHITE y cols., 2001). La RVG (Trophy Radiologie, Vincennes), el primer sistema que salió al mercado, utiliza sólo un 41 % de la dosis requerida para la misma exposición que una radiografía convencional con E-speed (HORNER y HIRSCHMANN, 1990; WALKER y cols., 1991). Por otro lado, el sistema Sens-a-ray (Regan Medical System Sundsvall, Sweden) permite una velocidad 3 veces superior a la E-speed (McDONNELL y PRICE, 1993).

Se han realizado diferentes estudios comparativos entre estos sistemas y las películas radiográficas convencionales de diferentes velocidades de emulsión fotográfica (NIELSEN y cols., 1996; HUYSMANS y cols., 1997; KULLENDORFF y cols., 1997; NAIR y cols., 1998; PAURAZAS, 2000; ABREU y cols., 2001). Las dosis que se manejan con este sistema digital pueden ser muy inferiores a las utilizadas con las películas radiográficas, destacando desde un 40-60 % de reducción de la dosis de radiación al utilizar el sistema RVG (Trophy®) comparándolo con la película Ektaspeed® y un 30 % de reducción frente al sistema Sens-A-Ray (Regan Medical System) (HORNER y HIRSCHMANN, 1990; HAYAKAWAY y cols., 1997).

5.8. Protectores de uso individual.

La utilización de materiales de protección personal homologados por su equivalencia en plomo en odontología es habitual a pesar de las dosis pequeñas utilizadas en estas exploraciones radiológicas.

Algunos órganos como la glándula tiroides están frecuentemente expuestos a la radiación dispersa y ocasionalmente al haz primario de radiación durante la exposición dental. En este sentido, la protección de dicha glándula consigue disminuir a la mitad la dosis de radiación absorbida durante la exposición dental (SIKORSKI y Taylor, 1984; KAFFE y cols., 1986; STENSTROM y cols., 1986). Sin embargo es probable que un colimador rectangular para radiografía intraoral ofrece niveles similares de protección de tiroides.

Además, se ha demostrado que las dosis gonadales recibidas no son significativamente diferentes con el uso o no de delantales plomados en exploraciones dentales (WOOD y cols., 1991; WHITE y cols., 2001), y sin embargo son de uso obligatorio por la legislación. Con ello se producen diferentes actitudes, en ocasiones enfrentadas entre la utilización del delantal de protección, el collarín tiroideo o el escudo submandibular (WHITE y cols., 2001).

5.9. Barreras físicas.

El profesionalmente expuesto a radiación ionizante debería estar protegido en la exposición con rayos X, y para ello se necesita de dispositivos que permitan realizar el disparo desde lugares protegidos, y/o distancias mayores de 2 metros. La situación ideal sería disponer de disparadores fijos ubicados fuera de la sala de exposición (MARTÍNEZ-BENEYTO, 1999; WHITE y cols., 2001).

5.10. Control de calidad.

Estudios en Estados Unidos y Europa ponen de manifiesto que muchas exploraciones radiológicas dentales realizadas resultan pobres en calidad de imagen como consecuencia de una mala técnica y un incorrecto proceso de revelado radiográfico (BEIDEMAN y cols., 1976; COLLETT, 1980; BEIDEMAN y cols., 1983; JENSEN y cols., 1987; ELIASSON y cols., 1990; RUSHTON, 1992; SMITH y cols., 1993).

Esta situación, sobre todo en los casos de deficiencia técnica, ha dado lugar a la necesidad de la creación de Programas de Garantía de Calidad y de diferentes Tests de Control de Calidad que sean capaces de detectar estas alteraciones y de su reparación, en un periodo lo más corto posible.

La Unión Europea, de acuerdo con las directrices de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR) y de la Comisión Internacional de Unidades Radiológicas (ICRV) a través de EURATOM, ha establecido una serie de Directivas europeas específicas (84/466 EURATOM, 96/29 EURATOM, 97/143 EURATOM), referentes a la protección radiológica que son de obligado cumplimiento en todos los Estados miembros, previa trasposición a su propia legislación. Dichas directivas, han ido implantándose en la legislación española mediante los correspondientes Reales Decretos. Estos Reales Decretos (R.D. 2519/1982, 1982; R.D. 1132/1990, 1990; R.D. 1891/1992, 1991; R.D. 53/1992, 1992; R.D. 2071/1995, 1995; R.D. 1976/1999, 1999 y R.D. 783/2001, 2001) que han ido ampliándose y modificándose con el fin de su adaptación a la legislación comunitaria.

En el año 1996, y coincidiendo con la reciente incorporación de la legislación que obliga a todas las instalaciones radiológicas dentales a realizar un control anual de calidad de sus aparatos, la Sociedad Española de Física Médica y la Sociedad Española de Protección Radiológica realizaron un primer borrador que supone un primer Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico, cuya intención era establecer unos criterios mínimos para un control de calidad en las instalaciones con aparatología radiológica. Este protocolo se estableció como una orientación para que, en caso de detectarse anomalías en las dosis administrada a los pacientes o en la calidad de imagen, se supiera cuales eran los parámetros que habría que

intervenir prioritariamente. Por primera vez se vio la necesidad de definir los procedimientos; sin embargo, este protocolo no se llegó a publicar.

Seis años más tarde se ha elaborado un cuarto borrador del Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (SEFM, 2002), donde vienen recogidos los criterios para los controles de calidad de los equipos de radiodiagnóstico, y pretende una utilización eficiente de las radiaciones ionizantes permitiendo la obtención de imágenes de alta calidad diagnóstica con el menor riesgo posible para el paciente y el profesionalmente expuesto. Dicho protocolo pretende implantarse antes del 1 de Enero del año 2003.

III.6. CONTROL DE CALIDAD EN EQUIPOS DENTALES.

Actualmente, se ha establecido un protocolo de actuación que pretende unificar los diferentes parámetros controlables en los equipos dentales. Este protocolo adjunto es aplicable a todos los equipos dentales, tanto intraorales como panorámicos.

En los equipos de radiología dental panorámica con dispositivo de cefalometría, y dado que la mayoría de los multímetros requieren un tamaño de campo superior a 4 x 4 cm, se requiere alejar el instrumento de medida a una distancia de más de 80 cm desde el foco. Teniendo en cuenta la rectificación de este tipo de equipos (monofásico), y que la intensidad de corriente tiene valores muy bajos (<20 mA) resulta imprescindible centrar bien el equipo con el haz, asegurando que el detector es completamente irradiado. Aún así puede ser difícil medir la tensión y el tiempo de disparo. En aquellos equipos en los que no se dispone de dispositivo de cefalometría y sólo realizan ortopantomografía, el tamaño del haz (<1 cm de anchura a la altura de la placa) hace imposible valorar los parámetros técnicos (tensión y tiempo) del haz sin la participación de la casa fabricante. Este hecho unido al proceso de giro del sistema durante la exploración, desaconseja la utilización de multímetro para el análisis del equipo. Para valorar parámetros de rendimiento y filtración el método más sencillo consiste en colocar un maniquí cilíndrico (puede servir para ese propósito el de 16 cm usado en TC) y medir valores dosimétricos mediante un

detector de estado sólido (RTI 25 o RTI 100 o similares) colocado en la misma posición sobre el maniquí con el fin de que la medida no se vea afectada por la retrodispersión que provoca el maniquí. Es imprescindible, además, realizar un control de calidad de la imagen con un maniquí específico para verificar que los movimientos de rotación y traslación relativa tubo-soporte son los indicados por la casa fabricante. Este parámetro debe ser medido tenga o no el equipo dispositivo de cefalometría.

En la **Tabla II** se presentan los parámetros esenciales y en la **Tabla III** los comentarios.

Sin embargo, nada de todo lo referenciado en las tablas anteriores estaba establecido en 1995. De hecho, las empresas homologadas por el Consejo de Seguridad Nuclear tenían graves problemas de interpretación y tenían que establecer por sí mismas los procedimientos a aplicar en las revisiones de Control de Calidad que debían de comenzar a realizar, por imperativo de la nueva normativa legal instaurada.

El cumplimiento de estas normativas legales ha obligado a la evaluación sistemática de las clínicas odontológicas que emplean algún tipo de aparato para radiología intraoral, y como consecuencia la realización de los informes preceptivos de Control de Calidad individualizados, y que suponen la base de nuestro estudio.

III.7. LIMITACIÓN DE LA DOSIS

La legislación actual española sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes (R.D. 783/2001, 2001) pone de manifiesto que los límites de dosis se aplican a la suma de las dosis procedentes de las exposiciones externas en el periodo especificado y las dosis comprometidas a cincuenta años (hasta setenta años en el caso de niños) a causa de las incorporaciones producidas en el mismo periodo. En su cómputo no se incluirá la dosis debida al fondo radiactivo natural ni la exposición sufrida como consecuencia de exámenes y tratamientos médicos.

TABLA II.: CONTROL DE CALIDAD EN APARATOS DE RADIADIAGNÓSTICO DENTAL				
Código (página)	Parámetro	Tolerancias	Frecuencia	Tiempo (min) Parcial / Total
<i>PARÁMETROS GEOMÉTRICOS</i>				
DL001 (pg)	Mínima distancia foco-piel	20 cm para $T_p > 60$ kV 10 cm para $T_p \leq 60$ kV	Anual / Inicial y cambios	5 / 15
DL002 (pg)	Tamaño del campo en el extremo del localizador	≤ 6 cm	Anual / Inicial y cambios	10
<i>CALIDAD DEL HAZ</i>				
DL003 (pg)	Exactitud de la tensión Reproducibilidad de la tensión	$\leq \pm 10 \%$ $\leq 10 \%$	Anual / Inicial y cambios	15
DL004 (pg)	Filtración. Capa hemirreductora	$\geq 1,5$ mm Al para equipos con $T_p \leq 70$ kV $\geq 2,5$ mm Al para equipos con $T_p > 70$ kV	Inicial y cambios	15
<i>TIEMPO DE EXPOSICIÓN</i>				
DL006 (pg)	Exactitud Reproducibilidad	$\leq \pm 20 \%$ $\leq 10 \%$	Anual / Inicial y cambios	10
<i>RENDIMIENTO</i>				
DL007 (pg)	Reproducibilidad	$< 10 \%$	Anual / Inicial y cambios	10
DL008 (pg)	Valor del rendimiento	De manera orientativa 30-80 Gy/mAs a 1m entre 50 y 70 kV	Anual / Inicial y cambios	15
DL009 (pg)	Variación del rendimiento con el tiempo de exposición	Coefficiente de linealidad $< 0,1$	Anual / Inicial y cambios	10
Tabla III Parámetros COMPLEMENTARIOS de los equipos dentales				
Código (página)	Parámetro	Tolerancias	Frecuencia	Tiempo (min) Parcial / Total
<i>CALIDAD DEL HAZ</i>				
DL009 (pg)	Visualización de la forma de onda	Según especificaciones del fabricante	Anual / Inicial y cambios	20

Por todo ello, la legislación actual española pone de manifiesto mediante el R. D. 783/2001 (2001) que:

1.- El odontólogo deberá justificar la realización de toda práctica radiológica ante la autoridad competente, la cual, previo informe del Consejo de Seguridad Nuclear, decidirá si procede su adopción considerando las ventajas que represente en relación con el detrimento de la salud que pudiera ocasionar. Y el Consejo de Seguridad Nuclear podrá proponer la revisión de las clases o tipos de prácticas existentes desde el punto de vista de su justificación.

2.- Las dosis individuales, el número de personas expuestas y la probabilidad de que se produzcan exposiciones potenciales, deberán mantenerse en el valor más bajo que sea razonablemente posible.

3.- La suma de las dosis recibidas procedentes de todas las prácticas pertinentes no sobrepasará los límites de dosis establecidos en la legislación vigentes para los trabajadores expuestos, las personas en formación, los estudiantes y los miembros del público.

El titular de la instalación, en nuestro caso el odontólogo o médico-estomatólogo será el responsable de que se realice un examen y control de todos los dispositivos, técnicas de protección y de los instrumentos de medición de dosis de radiación; todo ello bajo la supervisión de una Unidad Técnica de Protección Radiológica, la cual tiene las funciones primordiales de:

- Realizar un examen crítico previo de los proyectos de la instalación desde el punto de vista de la protección radiológica.
- La autorización de puesta en servicio de fuentes nuevas o modificadas desde el punto de vista de la protección radiológica.
- La comprobación periódica de la eficacia de los dispositivos y técnicas de protección.
- La calibración, verificación y comprobación periódica del buen estado y funcionamiento de los instrumentos de medición.

III.8. SITUACIÓN ACTUAL DE LA RADIOLOGÍA DENTAL ESPAÑOLA.

Existe muy poca información en la literatura científica española sobre la situación actual de la radiología dental intraoral. Los escasos estudios que se han encontrado se autoevalúan de limitados y de intentos de aproximación a la realidad radiológica dental en nuestro país.

El primer documento encontrado que pone de manifiesto datos relativos a un centro de instalaciones radiológicas, data de la Consejería de Sanidad y Política Social de la Comunidad Autónoma de la Región de Murcia, en donde se realiza un estudio sobre los centros de Odonto-Estomatología existentes en la comunidad (un total de 299 centros) (PONCE y GOMEZ, 1997). En dicho estudio, queda reflejado el número de instalaciones dentales con aparatos de radiodiagnóstico dental intraoral (95.3%). Sólo el 2.8 % de los 299 centros dentales censados, poseen radiografía panorámica, y otro 2.8 % de las clínicas dispone de Higienistas dentales tituladas, teniendo la mayoría de ellas una escasa formación en protección radiológica. El 42% de las instalaciones dentales dispone de auxiliares de clínica titulados y solamente un 54.7 % de los centros tiene todo el personal titulado.

Se establece que en España existen 31 consultas odonto-estomatológicas por cada 100.000 habitantes, valor similar a la situación que se refleja en la Comunidad Autónoma de la Región de Murcia (28.59 clínicas/100.000 habitantes) (PONCE y GOMEZ, 1997).

No hemos encontrado referencias bibliográficas españolas sobre los aspectos de Control de Calidad en instalaciones de Radiodiagnóstico Dental en nuestro país. En 1999, nuestro grupo de trabajo publicó la primera revisión de los informes de Control de Calidad oficiales correspondientes al año 1996-97 y 1998 (ALCARAZ, 1999; MARTÍNEZ-BENEYTO, 1999).

Posteriormente se ha constituido el “Grupo de Trabajo Unscear (GTU)” ante la necesidad de aportar datos referentes a España en los informes realizados por el Comité UNSCEAR (“United Nations Scientific Comité on the Effects of Atomic Radiation”).

Los datos aportados por el GTU han sido publicados en dos artículos (VAÑO y cols., 2000; VAÑO, 2001), en los que se describe la información correspondiente en su mayoría a hospitales públicos, y en donde es muy escasa la actividad radiológica intraoral.

La información más significativa del informe UNSCEAR del año 2000 destaca que:

- La mayor parte de los exámenes médicos se producen en los países industrializados (25% de la población mundial).
- La dosis efectiva media (en países desarrollados) es de aproximadamente 1 mSv/año.
- La dosis media mundial es del orden de 0.4 mSv/año, donde más del 90% tiene su origen en el radiodiagnóstico médico.

La información odontológica española recogida en el informe UNSCEAR del año 2000 (VAÑÓ y cols., 2000; VAÑÓ, 2001) pone de manifiesto que el **20.85 %** de los exámenes radiológicos anuales corresponden a exploraciones radiológicas dentales (20.85 %: 25.058.622/5.226.823) y que correspondería a una tasa de **131 exámenes radiológicos dentales /1.000 habitantes**.

La radiología dental intraoral supone el **71%** del total de las exploraciones dentales realizadas anualmente en España (5.226.823/**3.710.747**), frente al **29%** que correspondería a radiografías panorámicas (5.226.823/**1.804.17**).

Este último informe UNSCEAR sitúa el número de dentistas españoles en **12.414**, con un total de **7.327** equipos de radiodiagnóstico dental intraoral lo que parece permitir la realización de **1.45** exámenes radiológicos por equipo y día.

Nuestro estudio va a permitir el análisis de forma individualizada de la actuación radiológica de un total de 7.176 informes oficiales de clínicas radiológicas dentales durante 5 años consecutivos, instalaciones ubicadas en 16 Comunidades Autónomas. Dado que los 7.176 informes corresponden a 1.435 clínicas diferentes, nuestro estudio supone el análisis de la actividad radiológica intraoral de casi el 20%

de todas las clínicas odontológicas españolas (19.58 %: 7.327/1.435), si la estimación del informe es correcta, y todas las clínicas disfrutaran del empleo de un equipo de radiología intraoral.

IV. MATERIAL Y MÉTODO.

IV. MATERIAL Y MÉTODO.

Se estudian 7.176 informes oficiales de control de calidad en radiodiagnóstico pertenecientes a clínicas odontológicas durante las cinco primeras revisiones realizadas como instalaciones radiológicas con fines de diagnóstico dental, consecuencia de la entrada en vigor del Real Decreto 2071/1995, en la que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico que deben cumplir obligatoriamente este tipo de instalaciones.

Desde los años 1.996-1.997 hasta el 2.001, la Unidad Técnica de Protección Radiológica ASIGMA S.A.L, ha realizado los informes oficiales de control de calidad en radiodiagnóstico como empresa homologada y auditada directamente por el

Consejo de Seguridad Nuclear. Se han auditado todas las clínicas odontológicas como instalaciones radiológicas con fines de diagnóstico dental que se han sumado a dichas inspecciones de control por imperativo legal.

Los informes analizados pertenecen fundamentalmente a instalaciones de carácter privado y además, dichas instalaciones poseen al menos un aparato de radiología intraoral para diagnóstico dental. Todas las clínicas habían sido previamente verificadas por diversas Unidades Técnicas de Protección Radiológica, estando legalmente autorizadas como Instalaciones de Rayos X con fines de diagnóstico dental por el Consejo de Seguridad Nuclear y los órganos autonómicos competentes.

La U.T.P.R. ASIGMA, S.A.L está homologada por el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) para la verificación y control de calidad de instalaciones radiológicas con fines de diagnóstico médico y dental, por lo que los informes realizados tienen carácter oficial y son los presentados ante el CSN como cumplimiento de la norma legal previamente descrita.

Los datos de los informes oficiales de control de calidad pertenecientes a los años 1.996-97 y 1.998, han sido proporcionados en forma de soporte informático mediante una base de datos, sin acceso directo. Ello ha exigido su análisis en papel para la codificación de las variables individuales. Los datos cuantitativos de algunas de las variables numéricas correspondientes a años posteriores, han sido proporcionadas en soporte informático "Excel 97", lo que ha permitido el análisis directo de dichas variables cuantitativas. Se ha realizado una revisión manual del resto de variables previa su trasposición a papel. En todo momento se ha mantenido el secreto y la privacidad de los informes de acuerdo a la legislación vigente sobre la utilización de datos de carácter privado.

En el **ANEXO I** se recoge el modelo de informe utilizado durante los cinco años estudiados. Del informe se han obtenido las variables y los factores que se han estudiado previa la codificación de los mismos para su tratamiento.

IV.1. VARIABLES ANALIZADAS.

1. Fecha de la elaboración de informe.
2. Titular (numeración codificada).
3. Provincia.
4. Comunidad Autónoma.
5. Marca del equipo.
6. Modelo.
7. N° de serie.
8. Kilovoltaje.
9. Miliamperaje.
10. Filtración.
11. Control del kilovoltaje.
12. Control del tiempo de exposición.
13. Cálculo del rendimiento del tubo de rayos X.
14. Reproducibilidad de la dosis.
15. Reproducibilidad del Kilovoltaje.
16. Reproducibilidad del tiempo.
17. Linealidad.
18. Distancia Foco-Piel.
19. Diámetro y características del colimador.
20. Existencia y tipo de disparador del aparato.
21. Señal acústica.
22. Señal luminosa.
23. Tipo de revelado y características del revelado.
24. Temperatura de los líquidos de revelado.
25. Control de los tiempos de revelado.

26. Frecuencia en la renovación de los líquidos de revelado
27. Tipos de películas radiográficas utilizadas.
28. Almacenamiento de la película radiográfica.
29. Control de la caducidad de la película radiográfica.
30. Dosis de radiación por exposición.

A continuación se describen las variables seleccionadas para el estudio, según su secuencia de aparición en el informe oficial de control de calidad.

IV.1.1. VARIABLES REFERENTES A LA IDENTIFICACIÓN DE LA INSTALACIÓN.

IV.1.1.1. Nombre del titular.

El nombre del titular de la instalación se ha codificado numéricamente: **QA1000UTP453**, en donde QA hace referencia a control de calidad, 1000UTP a numeración interna de la Unidad Técnica de Protección Radiológica, y los tres/cuatro últimos números al código numérico del titular de la instalación. Esta variable ha permitido seleccionar la instalación dental a lo largo de los cuatro años del estudio correspondiente a la Región de Murcia.

IV.1.1.2. Provincia.

Provincia donde se encuentra la instalación radiológica dental. Este dato ha sido codificado según las distintas variables encontradas.

IV.1.1.3. Comunidad Autónoma.

Esta variable hace referencia a la Comunidad Autónoma a la que pertenece la instalación dental, donde al igual que la anterior, se ha codificado informáticamente tal y como aparece en el informe.

Además en el informe oficial queda recogido también la dirección de la clínica dental a la que se le ha realizado el control de calidad, el teléfono, el NIF/CIF del titular de la instalación y el código postal de la misma. Pero estos datos no se han recogido en nuestro estudio, posibilitando la protección de datos personales que impone nuestra legislación.

IV.1.2. VARIABLES REFERENTES A LA IDENTIFICACIÓN DEL EQUIPO DE RAYOS X.

Se han tenido en cuenta datos correspondientes a :

IV.1.2.1. Marca del equipo.

Esta variable describe la casa comercial a la que corresponde el aparato.

IV.1.2.2. Modelo.

Modelo del equipo de radiología dental perteneciente a cada casa comercial.

Ambas variables han sido codificadas individualmente según su secuencia de aparición.

IV.1.2.3. Kilovoltaje (kVp) del aparato.

Dato que ha sido codificado numéricamente, según el valor con que aparecían en el informe: 60 kVp, 65 kVp, 70 kVp, etc.

IV.1.2.4. Miliamperaje (mA) del equipo.

Codificado numéricamente para su análisis informático: 7 mA, 8 mA, etc.

IV.1.2.5. Filtración (mm de Al) de la instalación.

Codificada según el valor numérico de aparición: 1.5 mm de Al, 2 mm de Al, etc.

IV.1.2.6. La Distancia Foco-Piel (DFP) o longitud del colimador.

Dicha variable ha sido codificado numéricamente, según el valor descrito en el informe oficial (10 cm, 20 cm, etc).

IV.1.2.7. El Diámetro y características del colimador.

Esta variable ha sido codificada según el valor numérico con que aparecía en el informe oficial (5 cm, 6cm, etc.).

IV.1.3. VARIABLES REFERENTES A ALTERACIONES DESCRITAS EN EL FUNCIONAMIENTO DEL APARATO DE RADIOLOGÍA INTRAORAL.

IV.1.3.1. Existencia y tipo de disparador del aparato.

La variable ha sido codificada (en caso de existencia), según los distintos valores descritos en los informes oficiales de control de calidad, siendo estos la existencia de cables alargadores mayores de 2 metros de longitud, menores de 2 metros, mandos a distancia situados dentro de la sala de exposición, disparador fijo dentro de sala, disparador fijo fuera de sala, etc.

IV.1.3.2. Alteraciones en el funcionamiento de la señal acústica del equipo.

Esta variable se codifica individualmente según los datos encontrados. Así, se considera correcta, cuando tras el disparo se oye el dispositivo que nos indica que se está realizando dicho disparo.

VI.1.3.3. Alteraciones en el funcionamiento de la señal luminosa del equipo.

Esta variable se codifica individualmente según los datos encontrados en los informes. Se considera correcta cuando tras el disparo efectuado se enciende el piloto luminoso que se encuentra en el panel control del equipo indicando que se está efectuando el disparo de radiación.

IV.1.3.4. Alteraciones descritas según el control del Kilovoltaje.

El informe recoge los resultados de 5 disparos (exposiciones) realizados con cada aparato intraoral a kilovoltaje fijo que presenta el aparato. Medido el kilovoltaje (kVp) real resultante se reflejan los resultados en porcentajes (%) y como valores de dispersión de las exposiciones efectuadas.

El valor fundamental recogido en el estudio es la existencia o no de valores dentro de la tolerancia considerada adecuada que para este valor es $\pm 10 \%$ de los valores de kVp seleccionados en el apartado.

IV.1.3.5 Alteraciones descritas según el control del tiempo de exposición.

El informe recoge los resultados de 5 disparos realizados a un tiempo previamente seleccionado. La medida se realiza al medir el tiempo real al que ha trabajado el aparato, y la diferencia existente viene dada en porcentaje (%) y como valores de dispersión de las exposiciones efectuadas.

El valor recogido en el estudio es la existencia o no de valores dentro de la tolerancia considerada adecuada que para este valor es $\pm 10 \%$ de los valores seleccionados.

IV.1.3.6. Variaciones en el rendimiento al variar el tiempo de exposición.

Se realizan 5 disparos con tiempos diferentes en cada uno de ellos, y se obtienen los valores de mAs y dosis de radiación en mGy respectivamente. Posteriormente se efectúa el cociente entre Gy/mAs para obtener valores de dispersión en porcentajes (%) y los valores de dispersión entre exposiciones realizadas.

El valor recogido en el estudio es la existencia o no de resultados dentro de la tolerancia considerada adecuada que para este valor es $\pm 20\%$ de los valores seleccionados.

IV.1.3.7. Alteraciones descritas según la reproducibilidad de la dosis, kilovoltaje y tiempo.

Con un kilovoltaje fijo de 70 kVp, un miliamperaje de 8 mA, un tiempo fijo de 0.36 seg y una distancia foco-objeto de 35 cm, o de los parámetros más próximos que permita el aparato analizado. Todos ellos se realizan en 5 exposiciones consecutivas. Se determina la dosis, el kilovoltaje y el tiempo real de exposición, reflejándose los resultados en porcentajes (%) y como valores de dispersión de las exposiciones efectuadas.

Los valores recogidos hacen referencia a la existencia o no de valores dentro de la tolerancia considerada adecuada que para este valor es de menos 0.1 ($\pm 10\%$).

IV.1.3.8. Linealidad.

El informe recoge los resultados de 5 disparos consecutivos realizados con el aparato intraoral a un kilovoltaje fijo de 70 kVp y a una distancia foco-piel de 35 cm. Se van seleccionando diferentes valores de mAs y se determinan los valores de mGy obtenidos. Posteriormente se efectúa el cociente entre mGy/mAs y se comparan los resultados obtenidos entre los diferentes disparos realizados.

El valor recogido en el informe es la existencia o no de valores dentro de la tolerancia considerada adecuada que para este valor es de menos 0.1 ($\pm 10\%$).

IV.1.4. CONDICIONES DE REVELADO DE LA PELÍCULA.

Estos datos se recogen sistemáticamente como comentarios en Observaciones de las Instalaciones, lo que se ha obligado a su análisis y codificación manual en cada uno de los informes estudiados.

La información que se recogen en el informe relacionados con el revelado radiográfico hacen referencia a :

IV.1.4.1. Tipo de revelado.

En este sentido la variable referente al tipo de revelado, se codifica individualmente según los datos encontrados: Manual, automático, radiovisiografía, película autorrevelable.

IV.1.4.2. Temperatura de los líquidos de revelado.

Con respecto a la variable referente a la temperatura de los líquidos de revelado, se mantienen los valores numéricos cuantitativos específicos: control o no de la temperatura de los líquidos, temperatura utilizada y medios empleados para conseguir la temperatura.

IV.1.4.3. Control de los tiempos de revelado.

Esta variable se codifica según la existencia o no de dicho control. En caso afirmativo, se describe también los tiempos y técnica empleada.

La existencia de un control de los líquidos de revelado no implica que ese control sea de 5 minutos tal y como recomienda la Unión Europea.

IV.1.4.4. Frecuencia en la renovación de los líquidos de revelado.

La frecuencia de renovación de los líquidos de revelado se contempla manteniendo los valores numéricos específicos correspondientes al número de días en que se mantiene el líquido sin su renovación.

IV.1.4.5. Tipos de películas radiográficas.

El tipo de película radiográfica queda recogido individualmente según los datos encontrados, por la marca y características del tipo de película utilizada.

IV.1.4.6. Almacenamiento de la película radiográfica.

La variable referente al tipo de almacenamiento de la película radiográfica, se codifica individualmente según las variables encontradas: dentro o fuera de la sala de exposición y lugar de almacenamiento si era fuera de la sala.

IV.1.4.7. Control de la caducidad de la película radiográfica.

Esta variable ha sido codificada dependiendo del valor fundamental recogido en el informe, siendo la existencia o no del control, así como quién se encarga de dicho control.

IV.1.5. DOSIS DE RADIACIÓN POR EXPOSICIÓN.

Se determina la dosis de radiación (en mGy) para obtener una imagen radiográfica del segundo molar superior, en las condiciones en las que se trabaja en cada sala. El tiempo de exposición es otro valor que se tiene en cuenta en los informes. Para las determinaciones se ha utilizado un detector de semiconductor (PMX, España). En ocasiones se ha controlado la medida con dosímetros de Termoluminiscencia (TDL) (GR-200r, Conqueror Electronics Technology Co, China) aportados y leídos por el CIEMAT del Ministerio de Industria y Energía. El parámetro recogido en el informe es el valor numérico cuantitativo que se ha obtenido (en mGy).

IV.2. MÉTODO ESTADÍSTICO.

Tras la codificación de toda la información recogida en los informes oficiales de control de calidad, se ha realizado un **análisis estadístico** de los resultados obtenidos.

Así, en un primer lugar se han obtenido los resultados de un **análisis estadístico descriptivo** de cada una de las variables, lo que ha permitido determinar las características específicas de la radiología intraoral en nuestro país.

En este sentido la primera revisión anual (1.996-97) debe de poner de manifiesto un análisis descriptivo de la situación de inicio o partida de la radiología intraoral empleada en las instalaciones dentales.

Las siguientes revisiones consecutivas anuales realizadas en el estudio global referente a instalaciones radiológicas ubicadas en diferentes Comunidades Autónomas, durante los años 1.998, 1.999, 2.000 y 2.001, debe mostrar la modificación de algunos de los parámetros sometidos a estudio desde el primer año (1.996-97) para evaluar así la tendencia producida por la normativa legal recientemente instaurada. En este primer análisis descriptivo se realizan comparaciones de medias entre las variables determinadas y correlaciones lineales de algunos de los datos obtenidos.

Posteriormente, se realiza un **estudio longitudinal** a lo largo de cuatro años de estudio de una muestra representativa de 167 informes oficiales de control de calidad, perteneciente a instalaciones radiológicas dentales ubicadas en la Comunidad Autónoma de la Región de Murcia, con el fin de poder analizar y valorar las posibles modificaciones que realiza cada una de las instalaciones radiológicas dentales a lo largo de 4 años consecutivos. Se pretende poder extrapolar los datos obtenidos en dicho estudio longitudinal referentes a las posibles modificaciones en la actuación radiológica dental, al del resto de las instalaciones radiológicas estudiadas pertenecientes a distintas Comunidades Autónomas.

Se ha realizado un análisis estadístico para determinar el grado de dependencia y correlación de algunas variables entre sí, para la que se han cruzado las variables que se han considerado previamente influenciadas entre sí.

Para ello se ha realizado una comparación de grupos mediante un **Análisis de Varianza** complementado con contrastes de igualdad de medias con el método

de la mínima diferencia significativa. La relación entre variables cuantitativas se realizó mediante **Análisis de Regresión y Correlación Lineal (Pearson)**. Se ha considerado estadísticamente significativo cuando los valores de **p** son inferiores a **0.05 (p<0.05)**.

V. RESULTADOS.

V. RESULTADOS.

V.I. RESULTADOS ESTUDIO GLOBAL.

Se ha constatado que 4 de los 1.419 equipos revisados durante 1999 no se utilizan por parte del profesional, valor que se ha tenido en cuenta a la hora de contabilizar la totalidad de las instalaciones en lo referente a todas las variables relacionadas en el proceso de obtención de imagen (no sobre el funcionamiento y características de los equipos). Durante la cuarta revisión se han observado los mismos 4 equipos que no se utilizan, modificándose el total de la muestra de 1.351 a

1347, en los datos relacionados con todo el proceso de obtención de imagen, tipo de película, etc. Tras el estudio elaborado de los informes pertenecientes al año 2.001 se ha podido observar que 8 instalaciones no se utilizan, teniéndose en cuenta a la hora de todo el proceso de revelado de la película radiográfica, modificándose a 1.874 el total de las instalaciones revisadas.

V.I.1. DISTRIBUCIÓN.

Las 7.176 instalaciones radiológicas sobre las que se han realizado los informes durante este periodo (1996-97, 1998, 1999, 2000 y 2001) se encuentran ubicadas en territorio español, siendo muy numerosas las instalaciones contabilizadas en el Sur de la península, incluyendo las Islas Canarias y las Islas Baleares, con un número elevado.

A continuación se describen durante los distintos años en los que han sido elaborados los informes oficiales, las provincias y comunidades autónomas en las que se encuentran las instalaciones así como el número de informes que se han analizado en cada una de ellas.

V.I.1.1. Provincias.

La provincia en la que se recoge el mayor número de informes sobre instalaciones de radiodiagnóstico dental durante la primera revisión efectuada en 1996-97, es Murcia, con el 28.90 % (1.370/396) de las mismas, seguida por Almería con el 19.19% (1.370/263), Málaga (14.01 %: 1.370/192) , Alicante con el 11.97 % (1.370/164) y Granada (11.6%: 1.370/159) (**ver Tabla I**).

Durante la segunda revisión efectuada en 1998, se ha podido observar que sigue siendo Murcia (27.38 %: 1.154/316) la provincia con mayor número de instalaciones revisadas, seguida en este caso de Alicante con un 16.11% (1.154/186), Almería (13.25%: 1.154/153), Málaga (11.09 %: 1.154/128) y Granada (11.35% : 1.154/131) (**ver Tabla II**). Durante esta segunda revisión se ha podido

constatar un ligero aumento en el número de clínicas nuevas que se han sumado al control de calidad en la provincia de Alicante (4.14%).

Durante la tercera revisión correspondiente a 1.999, se han observado 24 provincias diferentes del territorio español al que pertenecen los informes revisados. Así, Murcia (25.8 %: 1.419/366) es la provincia del territorio español con mayor número de instalaciones radiológicas revisadas, le sigue Alicante con el 16.9 % (1.419/240) y Almería con un 10.7 % (1.419/153) (**ver Tabla III**). Se ha puesto de manifiesto un aumento en el número de instalaciones de la provincia de Madrid durante 1.999 (8.5 %: 1.419/121) con respecto de años anteriores, pasando de un 0.94 % (1.370/13) durante la primera revisión y aumentando hasta un 3.98 % (1.154/46) durante la segunda revisión.

Se ha podido observar un incremento en el número de instalaciones dentales nuevas que han sido recogidas durante la cuarta revisión (año 2.000) situadas en provincias de las Islas Canarias y Baleares (**ver Tabla IV**). El mayor número de informes oficiales recogidos corresponden a la provincia de Murcia, con el 25.98% (1.351/351) de las instalaciones, seguido de Alicante (12.65 %: 1.351/171), Málaga (11.17 %: 1.351/151) y Madrid, aumentando el número de instalaciones madrileñas hasta un 10.65% (1.351/144).

El quinto año de estudio (2.001) ha puesto de manifiesto la incorporación de nuevas provincias del territorio español como son Salamanca, Orense y Vizcaya; observándose una disminución en el porcentaje global de las instalaciones radiológicas situadas en la provincia de Murcia (21.46 %: 1.882/404). En segundo lugar se sitúa la provincia de Alicante con el 12.91 % (1.882/243) de las instalaciones y en tercer lugar y tras una incorporación masiva de instalaciones durante este último año destacar la provincia de Zaragoza con el 11.63% (1.882/219) de las instalaciones. Se han analizado informes pertenecientes a 37 provincias diferentes (**ver Tabla V**).

V.I.1.2. Comunidades Autónomas.

La Comunidad Autónoma de Andalucía (48.1 %: 1370/659) es la comunidad autónoma española donde se ha realizado el mayor número de revisiones de control de calidad en instalaciones dentales con aparato intraoral durante la primera revisión efectuada en 1.996-97, seguida de la Comunidad autónoma de la Región de Murcia, con el 28.90% (1.370/396) del total de instalaciones y la Comunidad Valenciana (12.26 %: 1.370/168). Destacar las realizadas en las Islas Canarias, ya que a pesar de su reducido territorio aportan el 6.49 % (1.370/89) de todos los informes analizados durante la primera revisión. Además se han contabilizado en menor número otras Comunidades Autónomas como Castilla-Mancha (2.99 %: 1370/41), Madrid (0.94 %: 1370/13) y Cataluña (0.29 %: 1370/4) (**ver Tabla VI**).

Durante la segunda revisión se ha podido observar que las instalaciones radiológicas se encuentran ubicadas en 7 comunidades autónomas distintas, siendo Andalucía la comunidad autónoma española en donde se ha realizado el mayor número de controles de calidad en instalaciones dentales con el 38.64 % (1.154/446), seguida de Murcia (27.38 %: 1.154/316) y la Comunidad Valenciana (16.72 % : 193/1.154). Las Islas Canarias aportan el 9.1 % (1.154/105) de los informes, un 3.46 % (1.154/40) de las clínicas pertenecen a Castilla La Mancha y un 0.7 % (1.154/8) a Cataluña (**ver Tabla VII**).

El número de Comunidades autónomas al que pertenecen las instalaciones estudiadas durante la tercera revisión (1.999) se amplía a 10, siendo Castilla-León (0.42 %: 1419/6), Rioja (0.28 %: 1.419/4) y Baleares (0.21 %: 1.419/3) las comunidades que se han incorporado a este proceso de control de calidad. La Comunidad Autónoma de Andalucía, sigue siendo la comunidad autónoma con mayor número de instalaciones radiológicas revisadas (32.41 %: 1.419/460), seguida de la Comunidad de Murcia con el 25.79 % (1.419/366) y Comunidad Valenciana con el 18'04 % (1.419/256) (**ver Tabla VIII**).

Durante la cuarta revisión correspondiente al año 2000, han sido 12 las comunidades autónomas en las que se encuentran las instalaciones radiológicas estudiadas, siendo Andalucía la comunidad con mayor número de instalaciones

(31.9%: 1.351/431), seguida de la Comunidad de Murcia (25.9 %: 1.351/351) y Comunidad Valenciana con el 14'8 % (1.351/200) de las instalaciones revisadas del territorio español. La comunidad autónoma de Aragón se incorpora con 26 instalaciones nuevas (1.92 %: 1.351/26) y la comunidad autónoma de Galicia lo hace con 11 (0.81 %: 1.351/11) instalaciones radiológicas dentales (**ver Tabla IX**).

Se ha podido constatar la incorporación de 4 Comunidades Autónomas nuevas durante el año 2001: la Comunidad Autónoma de Asturias (0.47 %: 1.882/9), la Comunidad de Navarra (0.21 %: 1.881/4), el País Vasco (0.15 %: 1.882/3) y Extremadura (0.15 %: 1.882/3). La Comunidad Autónoma de Andalucía continua en primer lugar con un 23.21 % (1.882/437) del total, seguida de la Comunidad Autónoma de la Región de Murcia con un 21.46 % (1.882/404) y la Comunidad Valenciana con el 14.61 % (1.882/275). La Comunidad de Aragón experimenta un aumento considerable, llegando hasta un 14.34 % (1.882/270) del total de las instalaciones, un 12.42 % más que el año anterior (**ver Tabla X**).

V.I.2. MODELOS Y MARCAS DE LOS EQUIPOS RADIOLÓGICOS INTRAORALES.

Los resultados obtenidos durante la primera revisión contabilizan 40 modelos de aparatos de rayos X para radiografía intraoral, correspondientes a 20 fabricantes diferentes, y en donde destaca la casa Trophy con cerca del 61 % (1.362/832) de todos los aparatos intraorales descritos seguida del fabricante Gendex-Philips con el 11 % de los aparatos (1.362/143) (**ver Tabla XI**).

Durante la segunda revisión efectuada se han producido cambios, pudiéndose constatar más de 40 modelos diferentes de aparatos de rayos X para radiografía intraoral, correspondientes en este caso a 22 fabricantes diferentes, siendo Trophy con cerca del 60 % (691/1.150) la marca más utilizada (**ver Tabla XII**).

El número de modelos de aparatos que se han utilizado durante la tercera revisión se ha incrementado hasta alcanzar 56 diferentes modelos correspondientes a 21 tipos de marcas distintas de equipos de radiología intraoral. La marca Trophy se sitúa la primera con un 62 % (1.419/881) de los nuevos equipos revisados, siendo Gendex/Philips la segunda marca registrada más utilizada (10.14%: 1.419/144) (**ver Tabla XIII**).

Durante la cuarta revisión realizada correspondiente al año 2.000, se ha puesto de manifiesto la utilización de 47 modelos diferentes de aparatos de radiología intraoral, aumentando en un 2% los equipos de marca Trophy (64%: 1.351/871) con respecto a años anteriores. Se ha podido observar que existen 7 modelos de equipos de rayos X sin identificar (**ver Tabla XIV**).

El número de modelos de los equipos se ha incrementado considerablemente durante la revisión efectuada en el año 2.001, estableciéndose el valor en 63 modelos diferentes de equipos pertenecientes a 23 marcas . Durante este año la casa Trophy abarca el 65.88 % (1.882/1.240) del total de las instalaciones revisadas, seguida por la casa Gendex-Philips con el 10.73 % (1.882/202) de las instalaciones. Se han detectado 14 instalaciones sin poder identificar la marca o casa comercial (**ver Tabla XV**).

V.I.3. KILOVOLTAJE DEL APARATO.

Los aparatos de radiología intraoral funcionan con un solo kVp fijo, aunque éste varía entre los 50 kVp (5.20 %: 1.370/71) y los 70 kVp en un 61.67% (1.370/845) del total de los equipos estudiados durante la primera revisión efectuada en 1.996-1.997 (**ver Gráfica 1**).

Durante la segunda revisión (1.998), ha habido un aumento en el número de equipos que funcionan según las recomendaciones oficiales de la Unión Europea, así pues, el 64.8 % (1.154/748) de las instalaciones funciona a valores fijo de 70 kVp. El resto de los equipos observados funcionan a valores inferiores de kilovoltaje,

incorporando el 4.42 % (1.154/51) de los equipos valores de 50 kilovoltios (**ver Gráfica 2**).

El aumento progresivo pero discreto en el número de equipos que cumpliría con las recomendaciones oficiales de la Unión Europea sobre el funcionamiento del aparato a un kilovoltaje fijo se hace también notable durante la tercera revisión (1999). Cerca del 67.51 % (1.419/958) de los aparatos estudiados funciona a valores fijos de 70 kVp, aunque durante esta revisión se ha podido observar la incorporación de aparatos que funcionan a valores dispares como 57 kVp (0.07 %: 1.419/1), 63 kVp (0.07 %: 1.419/1) y 67 kVp (0.07 %: 1.419/1) (**ver Gráfica 3**).

Durante la cuarta revisión efectuada durante el año 2.000, el 70.31 % (1.351/950) de los equipos dentales estudiados funcionan a valores fijos de 70 kVp, valor recomendado por la Unión Europea para la realización de radiografías dentales. Se ha observado la incorporación de una nueva instalación radiológica que funciona a valores superiores de kilovoltaje, 75 kVp (0.07 %: 1.351/1) el resto de las instalaciones funcionarían a valores inferiores a los 70 kVp (**ver Gráfica 4**).

La mayoría de los equipos revisado durante el año 2.001 (72.79 %: 1.882/1.370) funciona a valores recomendados por la Unión Europea (70 kVp), cerca del 20.03 % (1.882/377) lo hacen a 65 kVp. Se ha detectado durante esta última revisión una instalación radiológica que funciona a 40 kVp (**ver Gráfica 5**).

La instauración de la nueva legislación ha supuesto una ligera mejoría en el número de instalaciones que cumpliría con las recomendaciones oficiales de la Unión Europea de utilizar un aparato que funcione a 70 kVp, en este sentido destacar que durante la primera revisión, cerca del 61.67 % (1.370/845) de los equipos funcionaba a 70 kVp fijos, y este valor alcanza un 72.79 % (1.882/1.370) durante la última revisión, observándose una mejoría de un 11.12% tras cinco años de estudio (**ver Gráfica 6**).

V.I.4. MILIAMPERAJE DEL APARATO.

Todos los aparatos revisados de radiología intraoral funcionan con un sólo valor de mA. Durante la primera revisión efectuada, se han encontrado aparatos que funcionan a valores de miliamperaje comprendidos entre 7mA (2.27 %: 1.370/38) y 12 mA (0.14 %: 1.370/2), siendo 8 mA el valor de miliamperaje al que funcionan el 75.69 % (1.370/1.037) de los equipos descritos en los informes (**ver Gráfico 7**).

Durante la segunda revisión efectuada (1.998), se ha puesto de manifiesto que solamente el 75.99 % (1.154/877) de los equipos funcionaría a valores de 8 mA, valor recomendado por la Unión Europea para el funcionamiento de aparatos radiológicos con fines de diagnóstico dental. Se han encontrado además equipos que funcionan a valores comprendidos entre los 4.5 mA y los 12 mA (**ver Gráfico 8**).

Durante la tercera revisión correspondiente al año 1.999, se ha puesto de manifiesto un aumento en el número de instalaciones que cumpliría con las recomendaciones oficiales sobre el uso del miliamperaje, siendo cerca del 78.36 % (1.419/1.112) las instalaciones que poseen aparatos que funcionan a 8 mA. Los equipos con valores extremos de miliamperaje encontrados por debajo de 8 mA en revisiones anteriores, han desaparecido, posiblemente retirados de funcionamiento, sin embargo se ha observado la aparición de un nuevo equipo que incorpora valores de 70.5 mA (**ver Gráfico 9**).

El análisis del estudio realizado a los aparatos de radiología intraoral recogidos en la cuarta revisión (2000), muestra que el 80.31 % (1.351/1.085) de estos equipos emplea valores de 8 mA, siendo los valores extremos observados de 7 mA (2.07 %: 1351/28) y 18 mA (1.351/1) (**ver Gráfico 10**).

Se ha podido constatar que durante el año 2.001, el 79.8 % (1.882/1.502) de los equipos revisados cumplirían con las recomendaciones oficiales de emplear instalaciones radiológicas que funcionen a 8 mA. Como valores extremos descritos destacar los 7 mA con cerca del 2.86 % (1.882/54) de las instalaciones y los 12 mA observados en un equipo radiológico (**ver Gráfico 11**).

Durante la primera revisión de los informes recogidos se pudo observar que el 75.69 % (1.370/1.037) de los equipos cumplía con dichas recomendaciones, y fue durante la quinta revisión cuando se observó que este valor se estimaba en un 79.8% (1.502/1.882), mostrándose una mejoría de un 4.11 % aproximadamente (**ver Gráfica 12**).

V.I.5. FILTRACIÓN DEL APARATO.

La filtración del haz primario de radiación recogida en los distintos aparatos ha mostrado valores muy dispares durante la primera revisión comprendidos entre 0 mm de Al y 3.4 mm de Al. El 98.97 % (1.370/1.356) de los equipos incorpora valores de filtración superior a 1.5 mm de Al, valor recomendado actualmente por la Unión Europea para la utilización de aparatos que funcionen a menos de 70 kVp, aumentándose a 2.5 mm de Al en caso de trabajar con equipos que funcionen a 70 kVp o valores superiores (**ver Gráfica 13**).

Durante la segunda revisión (1998), la filtración del haz primario de radiación recogida en los distintos aparatos ha mostrado que el 51.81 % (1.154/598) de los equipos dispone de filtros de radiación del haz que oscilan entre 2-2.4 mm de Al (**ver Gráfica 14**).

El 100 % (1.419/1.419) de los equipos durante la tercera revisión presentan valores de filtración superiores a 1.5 mm de Al, y cerca de un 58.28 % (1.419/827) de estos equipos presentan filtros de radiación de 2.5 mm de Al, valor recomendado por la Unión Europea para el caso de utilizar equipos que funcionen con un kilovoltaje mayor de 70 kVp (**ver Gráfica 15**).

El 61.28 % (1.351/828) de los equipos pertenecientes a los informes recogidos durante el año 2.000, presenta filtros del haz de radiación de 2.5 mm de Al. Aunque se han observado dos equipos nuevos durante esta última revisión que no presentan filtración alguna del haz primario (0.14 %: 1.351/2) (**ver Gráfica 16**).

Se han detectado 3 equipos durante la quinta revisión, que no poseen filtración alguna. El 62.16 % (1.882/1.170) de las instalaciones tiene valores de filtración de 2.5 mm de Al, observándose dos instalaciones con valores de 2.7 mm de Al (1.882/1) y 2.8 mm de Al (1.882/1) (**ver Gráfica 17**).

La entrada en vigor de la ley, ha puesto de manifiesto un aumento en el número de equipos que incorporan mayores valores de filtración de radiación primaria en los equipos estudiados. En este sentido, destacar que durante la quinta revisión (año 2001) cerca del 62.16 % (1.170/1.882) de los equipos presenta valores de filtración de 2.5 mm de Al o superiores, mientras que en la primera revisión, este mismo valor se establecía en un 36.49 % (1.370/500), casi un 25.67 % de mejoría en tan sólo 5 años de instauración (**ver Gráfica 18**).

V.I.6. LONGITUD DEL COLIMADOR.

La longitud del colimador, que determina la distancia recomendada entre el foco de rayos X y la piel del paciente, ha variado durante la primera revisión desde la inexistencia del mismo en algún caso, hasta los 30 cm en otros, según los modelos encontrados y descritos. El 88.02 (1.370/1.206) de los aparatos utiliza longitudes de colimador de 20 cm, valor recomendado oficialmente por la Unión Europea (**ver Gráfica 19**). En el estudio también se recogen hasta 3 aparatos que trabajan entre 80 y 99 cm de longitud de colimador, pero corresponden a instalaciones compartidas con instalaciones podológicas que, utilizan el mismo tipo de aparatos.

La longitud del colimador durante la segunda revisión efectuada, varía desde los 9 (0.08 %: 1.173/1) hasta los 90 cm (0.17 %: 1.173/2), según los modelos encontrados y descritos, frente a los 20 cm que sería el valor recomendado actualmente de la longitud del colimador y que mantienen el 86.95 % (1.173/1.020) de los aparatos estudiados (**ver Gráfica 20**).

Durante la tercera revisión se ha podido constatar la existencia un equipo que carece de una longitud mínima de distancia foco-piel, el resto de los equipos posee valores de longitud de colimador que oscilan entre los 10 y los 70 cm de longitud (**ver Gráfica 21**). Cerca del 88.58 % (1.419/1.257) cumpliría con las recomendaciones oficiales de utilizar longitudes de colimador de 20 cm.

Aproximadamente el 90.15 % (1.351/1.218) de las instalaciones revisadas durante el año 2.000, cumpliría con las recomendaciones oficiales de utilizar equipos con una longitud de colimador de 20 cm. Se ha notificado una ausencia de equipos sin distancia alguna entre el foco y la piel del paciente, y un máximo de 30 cm de dicha longitud (6.43 %: 1.351/87) (**ver Gráfica 22**).

Los datos referidos al año 2.001 ponen de manifiesto que el 90.11 % (1.882/1.696) de los equipos revisados presenta longitudes de cono de 20 cm, valor recomendado por la Unión Europea; como segundo valor representativo destacar el 6.32 % (1.882/119) de instalaciones con 30 cm de longitud de cono, 66 instalaciones (3.5 %: 1.882/66) con 10 cm de longitud y una instalación con 22 cm de colimador (**ver Gráfica 23**).

La incorporación de la nueva normativa, ha mostrado la eliminación en el mercado de equipos que funcionaban sin ningún tipo de colimador, como se ha podido constatar en la primera y tercera revisión, y así como equipos antiguos que se utilizaban con fines de diagnóstico podológico, pasando de los 99 cm que incorporaba un equipo durante la primera revisión , los 90 durante la segunda, un equipo que funcionaba con 70 cm de longitud de colimador durante la tercera, y finalmente el valor máximo encontrado en la cuarta y quinta revisión se establece en 30 cm. (**ver Gráfica 24**).

Se ha puesto de manifiesto una mejoría de un 2.7 % en el número de instalaciones que durante cinco años a incorporado valores de 20 cm como longitud de colimador recomendada oficialmente.

V.I.7. DIÁMETRO DEL COLIMADOR.

Los resultados obtenidos durante la primera revisión referentes al diámetro del cono ponen de manifiesto que el 99.27 % (1.370/1.360) de los aparatos dispone de colimadores redondos de 6 cm de diámetro; aunque se han detectado valores que oscilan entre los 5 y los 7.5 cm de diámetro. Solamente 2 de los equipos revisados disponen de un colimador rectangular de tamaño 4 x 5 cm (1.370/2).

Durante la segunda revisión efectuada se han detectado en casi la totalidad de los equipos colimadores redondos con diámetros que oscilan desde los 5 cm hasta los 7.5 cm, destacando los 6 cm en cerca del 99.04 % (1.154/1.143) de las instalaciones. Se ha detectado la existencia de un solo colimador rectangular de tamaño 3.5 x 4.5 cm (1.154/1) entre todos los informes revisados.

En el año 1999, se ha detectado la existencia de 2 instalaciones con colimadores redondos de 7.5 cm de diámetro (0.14 %: 1.419/2) adaptados a los equipos, además de un equipo con un cono rectangular de 4 x 5 cm de diámetro. El 99.64 % (1.419/1.414) de las clínicas revisadas presentan equipos con conos redondos de 6 cm de diámetro.

Durante la cuarta revisión (año 2000) se ha observado que principalmente se emplean conos de 6 cm de diámetro circular (99.7%: 1.351/1.347). Cabe destacar la existencia de 2 equipos con colimadores rectangulares de 4 x 5 cm de diámetro (0.14 %: 1.351/2).

En el año 2001, se han observado 10 instalaciones con equipos radiológicos con punta cónica (0.53 %: 1.882/10), además de 6 equipos con un cono circular de 7 cm (0.31 %: 1.882/6). El 99.14 % (1.882/1.866) de los equipos que se utilizan disponen de cono circulares de 6 cm de diámetro.

La instauración de la nueva normativa no ha supuesto avances significativos a lo largo de estos cinco años de estudio en cuanto a la utilización de colimadores rectangulares adaptados a la película radiográfica.

V.I.8. ALTERACIONES DESCRITAS SOBRE EL FUNCIONAMIENTO DEL APARATO.

Los parámetros obtenidos sobre el funcionamiento del aparato de radiología intraoral descrito en cada una de las clínicas dentales han puesto de manifiesto que el 9.92 % (1.370/136) de las instalaciones revisadas durante los años 1.996-1.997 presentaban alteraciones superiores al 10 % en alcanzar el kVp descrito por el fabricante del aparato. Cerca del 6.7% (1.370/92) de los equipos presentaban alteraciones en el tiempo de exposición marcado por el cronómetro del aparato. Hasta un 9.4 % (1.370/129) de los equipos revisados mostraba desviaciones superiores al 20 % en el rendimiento del tubo de rayos X (dosis de radiación por unidad de tiempo) (**ver Gráfica 25**). Otras alteraciones importantes se han detectado con una frecuencia mucho menor: desviaciones en la reproducibilidad de la dosis (0.68 %: 1.370/3); desviaciones en la reproducibilidad del tiempo (0.68 %: 1.370/3); o alteraciones en la linealidad del tubo de rayos X (3.94 %: 1.370/54).

Durante la segunda revisión efectuada de los informes pertenecientes al año 1.998, los parámetros obtenidos sobre el funcionamiento del aparato estudiado en cada una de las clínicas dentales han puesto de manifiesto que el 10'82 % (1.219/132) de los parámetros presentaban alteraciones superiores al 10 % en alcanzar el kVp que venía descrito por el fabricante del aparato, un 7'05 % (1.219/86) de los equipos mostraba alteraciones respecto al tiempo de exposición marcado por el cronómetro del aparato y un 8.53 % (1.219/104) presentaban desviaciones superiores al 20 % en el rendimiento del tubo de rayos X (**ver Gráfica 26**). Se han detectado alteraciones en la linealidad (4.84%: 1.219/59) del tubo de rayos X , pero con menor frecuencia.

Con respecto a la tercera revisión efectuada destacar que ha habido un aumento en el número de equipos que presentaban alteraciones superiores al 10 % en alcanzar el kilovoltaje descrito por el fabricante (11.41 %: 1.419/162), el 11.76 % (1.419/167) de los equipos presentaban alteraciones respecto al tiempo de exposición marcado por el equipo y un 4.51 % (1.419/64) de los equipos tenían alteraciones superiores al 20 % en el rendimiento del tubo de rayos X. No se ha podido constatar alteraciones en cuanto a la reproducibilidad de la dosis y del

tiempo, pero sí en cuanto a la linealidad del tubo de rayos X (1.76 %: 1.419/52) (**ver Gráfica 27**).

Los parámetros obtenidos sobre el funcionamiento de los equipos de rayos X con fines de diagnóstico intraoral dental pertenecientes a la cuarta revisión efectuada, pone de manifiesto que el 11.25 % (1.351/152) de los equipos presentaban alteraciones superiores al 10 % en alcanzar el kVp descrito por el fabricante, cerca del 11.91 % (1.351/161) alteraciones en cuanto al tiempo de exposición marcado por el cronómetro del equipo, y un 4.58% (1.351/62) de los equipos radiológicos disponía de desviaciones superiores al 20 % en el rendimiento del tubo de rayos X (**ver Gráfica 28**). Alteraciones en cuanto a la linealidad del tubo de rayos X se han detectado en un 3.92 % (1.351/53) de los informes revisados.

Los resultados obtenidos del estudio de los informes oficiales pertenecientes al año 2.001 han puesto de manifiesto que el 8.92 % (1.882/168) de las instalaciones presentaban alteraciones superiores al 10 % en alcanzar el kVp descrito por el fabricante, un 14.24 % (1.882/268) alteraciones en cuanto al tiempo de exposición marcado por el cronómetro del equipo, cerca del 4.09 % (1.882/77) presentaba alteraciones en el rendimiento del tubo de rayos X y un 3.34 % (1.882/63) alteraciones en la linealidad del tubo de rayos X (**ver Gráfica 29**).

No se ha podido observar, como consecuencia de la entrada en vigor de la nueva normativa, una disminución considerable a lo largo de los cinco años de estudio en el número de equipos que mostraba alteraciones en el kVp, destacando además un mayor número de instalaciones con alteraciones en el tiempo de exposición a lo largo de los cinco años, pasando de un 6.7 % (1.370/92) durante 1.996-97 hasta un 14.24 % (1.882/268) en el año 2.001 (**ver Gráfica 30**).

Las alteraciones en cuanto al rendimiento del aparato han disminuido en un 5.31 % durante estos cinco años de revisión, manteniéndose casi inmovibles las alteraciones relacionadas con la linealidad del tubo de rayos X.

V.I.9. FORMA DE EXPOSICIÓN.

El 14.05 % (1.252/176) de las instalaciones revisadas durante el primer año dispone de un disparador fijo instalado fuera de la sala de exploración, situación que sería la ideal para una máxima protección radiológica del profesional expuesto. El 84.66% (1.252/1.060) de las instalaciones cumpliría con las recomendaciones oficiales de la Unión Europea, al disponer de un cable alargador de una longitud mayor de 2 metros. Sin embargo también se describe la utilización de un mando a distancia para producir la exposición en el aparato intraoral (0.63 %:1.252/8), un cable disparador de menos de 1 metro de longitud (0.39 %: 1.252/5) e incluso la instalación de un dispositivo de exposición fijo dentro de la sala de exploración para operar el tubo de rayos X siempre desde el interior de la misma, sin especiales medidas de protección radiológica (0.15 %: 1.252/2). En el 8.61 % (1370/118) informes revisados este valor no ha sido reflejado (**ver Gráfica 31**).

Los resultados obtenidos con respecto a la segunda revisión han puesto de manifiesto, que cerca del 18.37 % (1.154/212) de las instalaciones dispone de un disparador fijo instalado fuera de la sala de exploración, aunque se describe en el 80% (1.154/924) de los informes un cable alargador de una longitud mayor de 2 metros. Además se describe la utilización de un mando a distancia para producir la exposición en el aparato intraoral (0.69 %: 1.154/8), un cable disparador de menos de 2 metros de longitud (0.43 %: 1.154/5), e incluso la instalación de un dispositivo de exposición fijo dentro de la sala de exploración (1.154/4) para operar el tubo de rayos X siempre desde el interior de la sala y un cable rígido no extensible (0.08 %: 1.154/1) (**ver Gráfica 32**).

Aproximadamente el 72.72 % (1.419/1.032) de las instalaciones revisadas durante el año 1999 cumplirían con las recomendaciones de utilizar un cable extensible superior a 2 metros de longitud, y cerca del 26'56 % (1.419/377) dispondría de sistema disparador fuera de la sala de exposición. Además se ha podido observar un incremento de los equipos que disponen de un mando a distancia (0.63 %: 1.419/9) e incluso uno de ellos disponía de un disparador fijo en el interior de la propia sala de exposición (0.07 %: 1.419/1) (**ver Gráfica 33**).

Se contabiliza en el 32.19 % (1.351/435) de los informes la utilización de un disparador situado fuera de la sala de exposición en la cuarta revisión efectuada. La recomendación de un cable extensible mayor de 2 metros la cumplirían el 66.91 % (1.351/904) de las instalaciones estudiadas durante la cuarta revisión. Se ha podido observar que en 8 de las instalaciones revisadas (0.54 %: 1.351/8), se continua utilizando un mando a distancia para efectuar el disparo y en dos de las instalaciones el disparador esta fijo en el interior de la misma sala (0.14 %: 1.351/2) **(ver Gráfica 34)**.

Se ha puesto de manifiesto un descenso en el número de instalaciones que durante el año 2.001 emplea cables extensibles mayores de 2 metros de longitud (62.22 %: 1.882/1.171), efecto causado por el aumento en el número de instalaciones con disparadores situados fuera de la sala de exposición (36.6%: 1.882/689). Además destacar que 13 equipos disponen de mando a distancia (0.69%: 1.882/13), en 4 instalaciones el disparador se sitúa dentro de la sala de exposición (0.21 %: 1.882/4), 4 equipos presentan un cable alargador menor de 2 metros (0.21 %: 1.882/4) e incluso una instalación disponía de pulsador retardado (1.882/1) **(ver Gráfica 35)**.

El resultado que se ha podido obtener tras la instauración de la ley durante estos primeros cinco años, pone de manifiesto una mejoría de un 22.55 % en cuanto al número de instalaciones que utilizan disparadores situados fuera de la sala de exposición, valor que indica modificaciones en el comportamiento del profesional expuesto (dentista y auxiliares) **(ver Gráfica 36)**.

IV.I.10. SEÑAL ACÚSTICA-LUMINOSA.

El 93 % (1.370/1.274) de las instalaciones radiológicas revisadas pertenecientes al año 1996-1997, poseen una señal acústica correcta de funcionamiento. Diez de las instalaciones carecen de ella (0.72 % : 1.370/10) y en el 5'1 % (1.370/70) no funciona por avería **(ver Gráfica 37)**. En 12 de los equipos no se

ha encontrado señal acústica (0.87 %: 1.370/12) y en 2 de los aparatos carecían de señal luminosa (0.14 %: 1.370/2).

En el 96'36 % (1.154/1.113) de los informes la señal acústica-luminosa funciona correctamente, careciendo de ella en ocho de las instalaciones revisadas (0.68 %: 1.154/8) (**ver Gráfica 38**) durante el año 1998. Se han detectado 6 instalaciones en los que solamente existe señal acústica (0.51 %: 1.154/6).

Durante la tercera revisión efectuada en el año 1.999 se ha puesto de manifiesto que el 98'65 % (1.417/1.398) de los equipos presentan señal acústica-luminosa con un funcionamiento correcto. En el 1.33 % (1.417/19) de los equipos se han detectado averías tanto en la señal acústica como luminosa (**ver Gráfica 39**).

Cerca de un 99.4 % (1.351/1.343) de los equipos pertenecientes a la cuarta revisión funcionan correctamente en cuanto a señal acústica-luminosa y en 8 de los mismos la señal acústica es incorrecta (0.54 %: 1.351/8) (**ver Gráfica 40**).

El estudio realizado durante el año 2001 ha puesto de manifiesto que el 1.11% (1.882/21) de las instalaciones revisadas presentan alteraciones en el funcionamiento de la señal acústica-luminosa, valor que aumenta respecto al año anterior (**ver Gráfica 41**).

La instauración de la nueva normativa ha supuesto una mejoría en el número de aparatos que funcionan con una señal acústica-luminosa correcta, de un 5.89% durante los cinco primeros años de revisión (**ver Gráfica 42**).

V.I.11. REVELADO RADIOGRÁFICO.

La mayoría de las instalaciones realiza un revelado manual (87.31 %: 1.190/1.139) durante la primera revisión, efectuándose un automático sólo en un 6.72 % (1.190/80) (**ver Gráfica 43**). Este dato no se recoge como requisito obligatorio en los informes de Control de Calidad, por lo que no se ha recogido en

180 de los informes revisados (13.13 %: 1.370/180). La utilización de un sistema digital de radiovisiografía constituye un 4'45 % (1.190/53) del total de instalaciones.

Durante la segunda revisión se ha puesto de manifiesto que el 87.7 % (894/784) de las clínicas odontológicas estudiadas el revelado radiográfico es manual, mientras que el sistema digital de obtención de imagen se observa sólo en el 6.48 % (894/58) de los informes. En menor proporción se ha observado un revelado automático (4.80 %: 894/43) y el empleo de películas Autorrevelables (1 %: 894/9) (**ver Gráfica 44**).

Los resultados obtenidos de los informes correspondientes a la tercera revisión han puesto de manifiesto que en el 84.94 % (1.410/1.202) de las clínicas odontológicas utilizan un revelado manual, mientras que el 8.08 % (1.410/114) emplea sistemas digitales de obtención de imagen. Cerca del 5.72 % (1.410/81) de las instalaciones utiliza un revelado con procesadora automática y un 0.91 % (1.410/13) películas Autorrevelables (**ver Gráfica 45**). En cinco de los informes revisados este dato no ha sido recogido (0.35 %: 1.410/5).

Se ha podido cuantificar que el 86.11 % (1.347/1.160) de los informes recogidos durante el año 2000 emplean un revelado manual, mientras que el 4.6 % (1.347/62) es un revelado automático. En cinco de las instalaciones se ha podido observar la utilización de películas autorrevelables (0.37 %: 1.347/5) y en un 10.34% (1.347/120) de las instalaciones es el sistema digital el empleado para obtener la imagen radiográfica (**ver Gráfica 46**).

Mayoritariamente el revelado es manual en un 81.27 % (1.874/1.523) de las instalaciones revisadas en el año 2.001, mientras que sólo un 5.81 % (1.874/109) de las instalaciones dispone de reveladoras automáticas. Cerca de un 11.95 % (1.874/224) de las clínicas dentales emplea sistemas digitales de obtención de imagen radiológica y en un 0.96 % (1.874/18) de las instalaciones, las películas autorrevelables es el sistema de obtención de imagen radiológica empleado (**ver Gráfica 47**).

Resaltar el aumento, durante estos cinco primeros años de evolución, de un 7.5% en el número de clínicas que han incorporado un sistema digital de obtención de imagen.

Ha ido disminuyendo el número de instalaciones radiológicas que incorpora el revelado automático, así durante la primera revisión este era de un 6.72 %, y estableciéndose en un 5.81 % su valor durante la quinta revisión; esto puede deberse al aumento significativo de los sistemas digitales de obtención de imagen, aunque sigue siendo el revelado manual el que prevalece mayoritariamente a lo largo de los años, siendo un 87.31 % en el año 1.996-97 y un 81.27 % durante el año 2.000 (**ver Gráfica 48**).

V.I.12. TEMPERATURA DE LOS LÍQUIDOS DE REVELADO.

Como valor total de la muestra se ha tomado a las instalaciones que utilizan un revelado manual de la película radiográfica. Corresponde a un dato que no es obligatorio en los informes de Control de Calidad, durante los años revisados. Por lo que son 18 informes los que no que da reflejado este dato.

El revelado radiográfico durante la primera revisión se realiza a temperatura ambiente en el 99.31 % (1.021/1.014) de las instalaciones, encontrándose además, con carácter excepcional, instalaciones que controlan la temperatura a: 22°C (1.021/1), 25°C (1.021/4), 34°C (1.039/1).

Durante la cuantificación de los informes referentes al año 1.998, se ha puesto de manifiesto que el 99.87 % (780/779) de las instalaciones revela sus películas a temperatura ambiente, mientras que solamente en una de ellas se utilizan temperaturas más elevadas. En 114 de los informes no se ha reflejado este parámetro (12.75 %: 894/114).

El 99.75 % (1.202/1.199) de las clínicas estudiadas durante la tercera revisión utiliza líquidos de revelado a temperatura ambiente, destacando solamente en 3 clínicas el uso de líquidos a temperaturas superiores (0.25 %: 1.202/3).

Los datos obtenidos durante la cuarta revisión ponen de manifiesto que el 99.8 % (1.152/1.150) de las instalaciones utilizan líquidos que se encuentran a temperatura ambiente, y en tan sólo 2 clínicas se ha podido observar líquidos a temperaturas superiores (0.17 %: 1.152/2). No se ha podido constatar este dato en 8 de las instalaciones revisadas (0.68 %: 1.152/8).

Solamente se han detectado 4 instalaciones radiológicas (0.26 %: 1.523/4) que emplean líquidos de revelado calientes durante la quinta revisión (año 2001).

La evolución de este parámetro no demuestra mejoría durante el transcurso de estos primeros cinco años tras la instauración de la nueva normativa de control de calidad. Son pocas, casi inexistentes, las instalaciones que utilizan en su revelado manual una temperatura adecuada de los líquidos de revelado, lavado y fijado, temperaturas recomendadas por el fabricante de cada película radiográfica.

V.I.13. RENOVACIÓN DE LOS LÍQUIDOS DE REVELADO.

Para el total de la muestra no se ha tenido en cuenta ni las instalaciones que disponen de sistemas digitales de obtención de imagen ni los que utilizan películas autorrevelables.

Durante la primera revisión efectuada se ha podido cuantificar que los líquidos de revelado se renuevan en el 65.62 % (931/661) de las instalaciones semanalmente, siendo quincenal el cambio en el 20.83 % (931/194). Además existen clínicas con cambio de líquidos en cada radiografía (0.75 %: 931/7), hasta un cambio de 60 días (0.21 %: 931/2). Se ha observado en 28 informes (3%: 931/28) que hay instalaciones que no tienen ningún control en el tiempo de renovación de dichos líquidos (**ver Tabla XVI**). La gran mayoría de las instalaciones que tienen

procesadora automática de revelado radiográfico cambian los líquidos de revelado mensualmente (4.29 %: 931/40). En 188 informes estudiados este dato no ha sido recogido (16.8 %: 1.119/188).

El 89.38% (763/682) de las instalaciones revisadas durante el año 1.998 realizan un cambio de líquidos de revelado semanalmente, mientras que un 12.58 % (763/96) lo hace quincenalmente. La variación que se ha podido observar en cuanto a tiempo de renovación de líquidos de revelado oscila desde un cambio con cada radiografía (0.22 %: 763/2), hasta 45 días (0.39%: 763/3); sin embargo en una clínica se ha mostrado que no existe ningún tipo de control en el cambio de dichos líquidos (**ver Tabla XVII**). En 64 de los informes revisados no se ha podido observar dicha variable (7.15 %: 827/64).

Durante la tercera revisión efectuada se ha podido observar que el 68.97 % (1.415/976) de las instalaciones revisadas efectúan un cambio de los líquidos de revelado y fijado semanal, mientras que en un 5.3 % (1.415/75) el cambio se realiza cada 3 días. Se han detectado instalaciones con un cambio de líquidos de revelado cada 60 días (0.21%: 1.415/3). En 38 de las clínicas revisadas no se ha encontrado ningún tipo de control en este cambio de líquidos (2.68 %: 1.415/38) (**ver Tabla XVIII**).

En los resultados obtenidos del estudio del cambio de líquidos de revelado referentes a la cuarta revisión se han observados datos que varían entre el cambio de líquidos con cada radiografía (0.25 %: 1.169/3) hasta un máximo de 30 días (3.59%: 1.169/42); además en el 3.33 % (1.169/39) de las instalaciones no hay ningún tipo de control en este cambio y en el 4.33 % (1.222/53) este parámetro no ha sido recogido. El 77.67 % (1.169/908) de los equipos renueva los líquidos semanalmente siguiendo las instrucciones descritas por el fabricante (**ver Tabla XIX**).

Se ha podido constatar que el 80.61 % (1.599/1.289) de los equipos revisados efectúa un cambio de líquidos semanal, tal y como recomienda el fabricante; un 5.81 % (1.599/93) lo realiza quincenalmente y un 4.94 % (1.599/79) instalaciones lo hace mensualmente. Destacar que el cambio mensual de líquidos

suele coincidir con las instalaciones que precisan de revelado automático. Además se ha observado 3 instalaciones con un cambio de líquidos cada 45 días (0.18 %: 1.599/3) y en dos se realiza trimestralmente (0.12 %: 1.599/2). En el 2.5 % (1.599/40) de la clínicas dentales no hay ningún tipo de control por parte del personal auxiliar de la renovación de estos líquidos de revelado y fijado (**ver Tabla XX**). Estos datos no han sido reflejados en el 2.02 % (1.632/33) de los informes oficiales revisados.

Durante los cinco años de evolución se observa un aumento desde un 65.62% hasta un 80.61 % en el número de instalaciones que efectuaría un cambio de los líquidos de revelado, lavado y fijado semanalmente. (**ver Gráfica 49**).

V.I.14. CONTROL DEL TIEMPO DE REVELADO.

El total de la muestra ha sido el número de instalaciones que utiliza un revelado manual. Los informes en los que se describe un revelado automático y radiovisiografía no se han tenido en consideración en el análisis cuantitativo de esta variable.

En la mayoría de las instalaciones estudiadas (80.13 %: 1.007/807) durante los años 1.996-97 se admite no controlar el tiempo de revelado o de procesado radiográfico frente a un 19.86 % (1.007/200) que sí controla dichos tiempos. En 32 de los informes oficiales revisados este valor no consta (3.07 %: 1.039/32) (**ver Gráfica 50**).

Con respecto a los informes revisados durante 1.998 destacar que en un 73.57% (791/582) no existe ningún tipo de control de los tiempos de revelado, lavado y fijado que eran descritos por el fabricante dependiendo del tipo de película radiográfica a utilizar; solamente un 26.42 % (791/209) de las instalaciones lleva un control de los tiempos de revelado correcto (**ver Gráfica 51**). En 103 informes revisados durante este año no aparece dicha variable (11.52 %: 894/103).

Un 69.11 % (1.198/828) de los informes pertenecientes al año 1.999 no controlan el tiempo de revelado, lavado y fijado de sus películas radiográficas, frente a tan sólo un 30.88 % (1.198/370) que sí seguiría con las recomendaciones impuestas por el fabricante (**ver Gráfica 52**). En el 0.33 % (1.202/4) de los informes oficiales de control de calidad este dato no ha sido registrado.

Durante la cuarta revisión se ha podido constatar que el 72.67 % (1.160/843) de las instalaciones el control de los tiempos del proceso de obtención de imagen era nulo, mientras que en tan sólo un 27.32 % (1.160/317) de las instalaciones se controla dicho tiempo (**ver Gráfica 53**).

Los datos referentes a la quinta revisión (año 2001) ponen de manifiesto que el 75.95 % (1.523/1.156) de las clínicas dentales no controla los tiempos de revelado, fijado y lavado descritos por el fabricante mientras que el 24.03 % restante si lo realiza (1.523/366) (**ver Gráfica 54**).

A pesar de los esfuerzos realizados la mejoría observada durante estos cinco años de estudio en éste parámetro es de un 4.18 %. En el año 2.001, solamente el 24.03 % (336/1523) de las clínicas realizan un control adecuado del tiempo de revelado radiográfico recomendado por los fabricantes (**ver Gráfica 55**).

V.I.15. TIPO DE PELÍCULA RADIOGRÁFICA.

Los informes en los que se describe la utilización de sistemas digitales de obtención de imagen no se han tenido en consideración en el análisis cuantitativo de esta variable.

A lo largo de la primera revisión efectuada se han podido contabilizar 16 marcas diferentes de películas radiográficas, sin tener en cuenta el sistema digital de obtención de imagen que supone sólo un 3.86 % (1.370/53) del total de las clínicas analizadas. El 72.58 % (1.222/887) de las instalaciones dispone de películas tipo Ultraspeed® (Kodak), películas con una sensibilidad tipo D. El 17.02 % (1.222/208)

utilizaría películas tipo Ektaspeed® (Kodak). Se han detectado 18 películas Autorrevelables (1.47 %: 1.222/18) y en un 3.84 % (1.222/47) otro tipo de películas (**ver Tabla XXI**).

Durante la segunda revisión el 80.38 % (836/672) de las clínicas dentales dispone de películas tipo Ultraspeed®, mientras que en un 15.31 % (836/128) se utilizan películas de sensibilidad superior tipo Ektaspeed® (**ver Tabla XXII**). En 9 de las instalaciones revisadas se emplean películas autorrevelable (1.07 %: 836/9).

Los informes referentes a la tercera revisión han puesto de manifiesto que cerca del 79.05% (1.294/1023) emplea la película radiográfica Ultraspeed® y en un 15.37 % (1.294/199) emplean películas de sensibilidad superior (Ektaspeed®). En tercer lugar destacar la película Dentus M2® de Agfa con un 4.25% (1.294/55) (**ver Tabla XXIII**).

Durante la cuarta revisión se ha contabilizado 88 informes oficiales (7.17 %: 1.227/88) en los que el tipo de película radiográfica no viene descrita, estos informes por el contrario no se han tenido en cuenta. Así, destacar que el 80.77 % (1.139/920) de los informes contabilizan la utilización del tipo de película ultraspeed®, mientras que el 13.25 % (1.139/151) utiliza películas de sensibilidad superior. Durante esta revisión ya se han puesto de manifiesto películas de la última generación con sensibilidad (F), la película Insight® de Kodak (0.43 %: 1.139/5). (**ver Tabla XXIV**).

El dato más significativo observado durante el año 2.001, ha sido la incorporación por parte de los profesionales de películas de sensibilidad superior (F) tipo Insight, valor que ha alcanzado un 4.53 % (1.610/73). Las películas de sensibilidad E (tipo Ekta-speed®), se emplean en un 10.24 % (165/1.610) y las películas de sensibilidad D (tipo ultra-speed®, Kodak) se utilizan en un 79.19 % (1.610/1.275). Otros tipos de películas radiográficas se emplean con menor frecuencia (0.8 %: 1.610/13). El 1.11 % (1.610/18) de los informes revisados durante este año pertenecen a instalaciones que emplean películas radiográficas autorrevelables (**ver Tabla XXV**).

Destacar el gran aumento (7.5 %) de instalaciones que durante estos cuatro años han incorporado sistemas digitales de obtención de imagen.

El empleo de películas de sensibilidad D (tipo Ultra-speed®, Kodak) han sufrido variaciones durante estos cuatro años, pasando de un 72.58 % durante la primera revisión a un 79.19 % a la quinta.

Las películas autorrevelables no varían en estos cinco años (**ver Gráfica 56**).

V.I.16. ALMACENAMIENTO DE LAS PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS.

Para valorar los resultados obtenidos no se ha tenido en cuenta las instalaciones que utilizan sistemas digitales de obtención de imagen.

Las películas radiográficas intraorales se almacenan dentro de la sala de exploración en el 48.98% (1.088/532) de las instalaciones pertenecientes a la primera revisión efectuada, almacenándose fuera de la instalación en un 51.10 % (1.088/556) de las clínicas estudiadas (**ver Gráfica 57**). No se ha podido constatar este valor en 229 de los informes oficiales revisados (17.38 %: 1.317/229).

Durante la segunda revisión se ha puesto de manifiesto que en el 25.24 % (828/209) de los informes, las películas radiográficas se almacenaban en el interior de la sala de exploración; almacenándose fuera de la misma el 74.75 % (828/619) de los casos estudiados (**ver Gráfica 58**).

El 80.5 % (1.271/1.024) de los informes estudiados durante la tercera revisión indican que las películas radiográficas se almacenan fuera de la sala de exposición, y cerca del 19.43 % (1.271/247) se almacenan dentro de la misma (**ver Gráfica 59**).

Durante la cuarta revisión se ha podido observar que el 87.28 % (1.160/1.012) de las instalaciones revisadas presentaban las películas radiográficas

almacenadas fuera de la sala de exposición, mientras que el 12.75 % (1.160/148) se almacena dentro de la misma sala donde se efectúa el disparo (**ver Gráfica 60**).

Los resultados observados durante el año 2.001 ponen de manifiesto que todavía el 17.62 % (1.642/288) de las clínicas dentales almacenan la película radiográfica dentro de la misma sala donde se realizan las exposiciones, mientras que un 82.37 % (1.642/1.346) de las clínicas almacenan la película fuera de la sala de exploración (**ver Gráfica 61**).

El análisis de los 5 años de estudio demuestra una mejoría en cuanto a la disminución (31.27%) del número de instalaciones que almacenan las películas radiográficas dentro de la sala en donde se realiza la exposición radiográfica (**ver Gráfica 62**).

V.1.17. CONTROL DE CADUCIDAD DE LAS PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS.

En los informes en los que se describe un revelado digital de la imagen no se han tenido en consideración en el análisis cuantitativo de esta variable.

Los resultados obtenidos de la primera revisión han puesto de manifiesto que en un 95.3 % (1.068/1.018) de las instalaciones hay un control de la fecha de caducidad de las películas radiográficas por parte del personal que trabaja en la instalación. En un 4.7 % (1.068/50) no hay ningún tipo de control de la fecha de caducidad de las placas radiográficas (**ver Gráfica 63**). El 17.38 % (1317/229) del total de los informes revisados no reflejan este dato.

En un 99 % (836/828) de las instalaciones pertenecientes a la segunda revisión efectuada hay un control de caducidad de las películas radiográficas por parte del personal que trabaja en dicha instalación. Se han detectado 8 instalaciones en donde las películas que emplean están caducadas (0.96 %: 836/8) (**ver Gráfica 64**).

Durante la tercera revisión perteneciente al año 1.999 se ha puesto de manifiesto que el 99.76 % (1.301/1.298) de las instalaciones llevan un control de la

caducidad de las películas radiográficas empleadas, existiendo 3 clínicas (0.23 %: 1301/3) donde este control no se lleva a cabo por el personal auxiliar (**ver Gráfica 65**).

Se ha podido observar que durante la cuarta revisión, solamente una de las clínicas no controlaba la caducidad de sus películas radiográficas, controlando aproximadamente el 99.9 % de las instalaciones la caducidad de las mismas (**ver Gráfica 66**).

Los resultados referentes al estudio elaborado durante el año 2.001, pone de manifiesto que en el 0.36 % (1.642/6) de las instalaciones dentales, las películas radiográficas empleadas se encuentran caducadas (**ver Gráfica 67**).

A pesar de los controles anuales realizados por las Unidades Técnicas, las instalaciones radiológicas siguen los empleando películas caducadas, aunque la mejoría observada es de un 4.34 % tras cinco años de estudio (**ver Gráfica 67-bis**).

V.1.18. DOSIS DE RADIACIÓN.

La dosis de radiación estimada para la exposición de un molar superior en las condiciones habituales de cada sala ha puesto de manifiesto que una dosis inferior a 5 mGy es la empleada en el 79.62 % (1.345/1.071) de las instalaciones odontológicas, que alcanzaría hasta el 97.84 % de las mismas (1.345/1.316) si se establece en 10 mGy la dosis máxima empleada para obtener dicha imagen radiológica. Dosis superiores se han determinado en el 2.15 % (1.345/29) de las instalaciones odontológicas, alcanzando como valor máximo individual los 42.5 mGy en sólo una de las instalaciones. La dosis media empleada en dicha exploración atendiendo a todos los informes que recogen este dato es de 3.84 mGy. El 92 % (1.370/1.260) de las instalaciones cumpliría con las recomendaciones oficiales de la Unión Europea de utilizar dosis máximas de radiación inferiores o iguales a 7 mGy (**ver Gráfica 68**).

La dosis de radiación durante la segunda revisión se ha determinado en las mismas condiciones que las descritas anteriormente.

La dosis de radiación estimada en las instalaciones odontológicas para la exposición de un molar superior en las condiciones habituales de cada sala ha puesto de manifiesto que una dosis inferior a 5 mGy es la empleada en el 87.7 % (1.154/1.012) de las instalaciones odontológicas, que alcanzaría hasta el 98.8 % (1.154/1.140) si se establece en 10 mGy la dosis máxima empleada para obtener dicha imagen radiológica. Dosis superiores se han determinado en el 1.21 % (1.154/14) de las instalaciones odontológicas, contabilizando valores superiores a 25 mGy en dos de los informes estudiados (0.17 %: 1.154/2) y que suponen los máximos valores individuales determinados en las instalaciones dentales.

La dosis media empleada en dicha exploración atendiendo a todos los informes que recogen este dato es de 3.39 mGy (**ver Gráfica 69**). Aproximadamente el 95.32 % (1.154/1.100) de las instalaciones cumpliría con las recomendaciones oficiales de la Unión Europea de utilizar dosis de radiación inferiores o igual a 7 mGy para la exploración radiológica descrita.

Con respecto a la tercera revisión correspondiente al año 1999, destacar que la dosis media de radiación estimada para la exposición de un molar superior en las condiciones habituales de cada sala ha puesto de manifiesto que una dosis inferior a 5 mGy es la empleada en el 89.35 % (1.419/1.268) de las clínicas dentales. Dosis superiores a los 18 mGy no se han detectado, siendo este valor el máximo encontrado en una instalación. Se han contabilizado dosis superiores a los 10 mGy en el 0.77 % (1.419/11) de las instalaciones radiológicas

La dosis media empleada en dicha exploración atendiendo a la totalidad de los informes que recogen este dato es de 3.18 mGy. El 97.39 % (1.419/1.382) de los equipos cumpliría con las recomendaciones oficiales actuales de utilizar dosis de radiación inferiores a 7 mGy en cada exposición (**ver Gráfica 70**).

Los resultados cuantitativos sobre las dosis de radiación empleadas por las instalaciones revisadas durante el año 2.000 han puesto de manifiesto que el 92.67% (1351/1252) de las instalaciones revisadas utiliza una dosis media de radiación inferiores a 5 mGy. Si se establece en 10 mGy la dosis máxima empleada este valor alcanzaría el 99.7 % (1351/1347). Como valores extremos encontrados destacar dos instalaciones con 15.4 mGy y 12.5 mGy respectivamente. Se han

encontrado 45 instalaciones que emplean dosis medias relativas superiores a los 9 mGy para obtener la imagen radiológica.

La dosis media empleada en dicha exploración atendiendo a todos los informes que recogen este dato es de 3.015 mGy, pudiéndose constatar que el 97.92 % (1323/1351) de las instalaciones cumpliría con las recomendaciones oficiales de la Unión Europea de utilizar dosis inferiores a los 7 mGy (**ver Gráfica 71**).

La dosis de radiación estimada para la exposición de un molar superior y en las condiciones habituales de cada sala han puesto de manifiesto que el 99.57 % (1.882/1.878) de las clínicas dentales revisadas durante el año 2.001 emplea dosis medias de radiación inferiores a los 10 mGy, valor que se sitúa en un 90.17 % (1.882/1.697) si se establece en 5 mGy la dosis máxima administrada. El 97.98 % (1.882/1.848) de las clínicas cumpliría con las recomendaciones oficiales de la Unión Europea de no sobrepasar los 7 mGy como dosis media por disparo. Los valores extremos que se han podido describir son 27.6 mGy y 45 mGy.

La dosis media administrada durante el año 2.001 se establece en 3.123 mGy (**ver Gráfica 72**).

Durante los cinco años de evolución de la instauración del Real Decreto 2071/1995 se ha producido una disminución del 18.75 % en las dosis medias empleadas para la exposición de un molar superior y en las condiciones habituales de cada sala. Resaltar el aumento en la dosis media de este último año de estudio (3.12 mGy) con respecto al año 2.000 (3.01 mGy).

Durante la primera revisión correspondiente a 1.996-97, el 79.62 % de los equipos funcionaría con dosis medias de radiación inferiores a 5 mGy, este valor se ha ido incrementando hasta alcanzar un 90.17 % correspondiente al año 2.001 (**ver Gráfica 73**).

V.II. RESULTADOS MURCIA (167 informes oficiales de control de calidad).

Se ha llevado a cabo un seguimiento individualizado y codificado a lo largo de 4 años de 167 instalaciones odontológicas con informes oficiales de control de calidad consecutivos y completos, correspondientes a clínicas dentales de la Comunidad Autónoma de la Región de Murcia. Las variables y los parámetros que han quedado reflejados en los informes oficiales de control de calidad en radiodiagnóstico, han sido analizados individualmente, y de este modo se han ido comparando los resultados obtenidos en los controles de calidad elaborados durante las cuatro primeras revisiones correspondientes a los años comprendidos entre 1996 y 2000.

El estudio longitudinal de 167 clínicas dentales a lo largo de 4 años permitirá evaluar los cambios producidos en la actuación radiológica dental murciana tras la instauración del Real Decreto 2071/1995 por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico que deben de cumplir todas las clínicas dentales con aparatos de radiología intraoral.

V.II.1. DISTRIBUCIÓN.

Las 167 instalaciones radiológicas sobre las que se han realizado los informes durante este periodo (1996-97, 1998, 1999 y 2000) se encuentran ubicadas en la Comunidad Autónoma de la Región de Murcia.

V.II.2. MODELOS y MARCAS.

Los resultados obtenidos durante la primera revisión contabilizan 15 marcas de aparatos de rayos X para radiografía intraoral, y en donde destaca la casa Trophy con cerca del 67.47 % (167/101) de todos los aparatos intraorales descritos seguida del fabricante Gendex-Philips con el 12.57 % de los aparatos (167/21).

Durante la segunda revisión efectuada no se han producido variaciones, se han contabilizado las mismas marcas con idénticos modelos.

El estudio referente a la tercera revisión muestra un aumento de 3 aparatos de radiología intraoral de la marca Satelec (167/6) y uno de Takara Belmont (167/20). Por el contrario la marca Gendex-Philips disminuye en un equipo (167/20), desciende dos equipos Castellini (167/1) y no se encuentra durante esta revisión ninguno de la marca Radiont. La marca Trophy sigue siendo la casa con el 60'47 % (167/101) del total de los aparatos.

Se han incorporado dos equipos nuevos uno de la casa Siemens y otro de Planmeca durante el año 2.000. La marca Takara Belmont pasa a un segundo lugar con 22 equipos (13.17 %: 167/22), manteniéndose Trophy con el 61.07% (102/167) del total (**ver Tabla XXVI**).

V.II.3. KILOVOLTAJE DEL APARATO.

Los aparatos de radiología intraoral funcionan con un solo kVp fijo, aunque éste varía entre los 50 kVp (8.38 %: 167/14) y los 70 kVp en un 48.5 % (167/81) de los aparatos estudiados durante la primera revisión efectuada en 1.996-1.997.

Durante la segunda revisión (1.998), ha habido un aumento en el número de equipos que funcionan según las recomendaciones oficiales de la Unión Europea, así pues, el 50.29 % (167/84) de las instalaciones funciona a valores fijos de 70 kVp. El resto de los equipos observados funcionan a valores inferiores de kilovoltaje, incorporando el 31.73 % (167/53) de los equipos valores de 65 kilovoltios.

El aumento progresivo pero discreto en el número de equipos que cumpliría con las recomendaciones oficiales de la Unión Europea sobre el funcionamiento del aparato a un kilovoltaje fijo se hace también notable durante la tercera revisión (1.999). Cerca del 52.09 % (167/87) de los aparatos estudiados funciona a valores fijos de 70 kVp. Se ha podido observar un descenso en el número de instalaciones que funcionan a 50 kVp (5.98 %: 167/10).

Durante la cuarta revisión efectuada durante el año 2.000, el 53.89 % (167/90) de los equipos dentales estudiados funcionan a valores fijos de 70 kVp, valor recomendado por la Unión Europea para la realización de radiografías dentales. El resto de las instalaciones funcionarían a valores inferiores a los 70 kVp, siendo el mínimo kilovoltaje encontrado el de 50 kVp (**ver Gráfica 74**).

La instauración de la nueva legislación ha supuesto una ligera mejoría en el número de instalaciones que cumpliría con las recomendaciones oficiales de la Unión Europea de utilizar un aparato que funcione a 70 kVp, en este sentido destacar que durante la primera revisión, cerca del 48.5 % (81/167) de los equipos funcionaba a 70 kVp fijos, y este valor alcanza un 53.89 % (90/167) durante la última revisión, observándose una mejoría del 5.63 %, valor inferior a los 8.63 % obtenidos del estudio realizado al resto de comunidades.

V.II.4. MILIAMPERAJE DEL APARATO.

Los aparatos de radiología intraoral funcionan con un solo valor de miliamperaje (mA). Durante la primera revisión efectuada, se han encontrado aparatos que funcionan a valores de miliamperaje comprendidos entre 7 mA (0.6 %: 167/1) y 10 mA (14.37 %: 167/24), siendo 8 mA el valor de miliamperaje al que funcionan el 73.05 % (167/122) de los equipos descritos en los informes.

Durante la segunda revisión efectuada (1998), se ha puesto de manifiesto que solamente el 73.05 % (122/167) de los equipos funcionarían a valores de 8 mA, valor recomendado por la Unión Europea para el funcionamiento de aparatos radiológicos con fines de diagnóstico dental. Se han encontrado además equipos que funcionan a valores comprendidos entre los 7 mA (0.6 %: 167/1) y los 10 mA (14.37 %: 167/24).

El 74.25 % (167/124) de los equipos revisados durante el año 1999 funcionarían a 8 mA como valor de filtración. Limitando el valor extremo inferior encontrado a 7.5 mA (11.37 %: 167/19), disminuyendo además el valor de miliamperaje superior de 10 mA a un 13.77 % (167/23).

El análisis del estudio realizado a los aparatos de radiología intraoral recogidos en la cuarta revisión (2000), muestra que el 75.45 % (167/126) de estos equipos emplea valores de 8 mA, manteniéndose el número de equipos que funcionan a 7.5 mA con respecto al año anterior. Las instalaciones que funcionan a 10 mA como valor de filtración ha disminuido durante este año 2000, estableciéndose en un 12.57 % (167/21), casi un 1 % inferior al año 1999.

Durante estos primeros cuatro años de evolución tras la instauración de la nueva legislación, se ha podido observar una mejoría en un 2.4 % de las instalaciones que funcionarían a 8 mA, como valor recomendado por la Unión Europea (**ver Gráfica 75**).

V.II.5. FILTRACIÓN DEL APARATO.

La filtración del haz primario de radiación recogida en los distintos aparatos pertenecientes a la primera revisión ha mostrado valores que oscilan entre 1.5 mm de Al (167/7) y 2.5 mm de Al (37.12 %: 167/62).

Durante la segunda revisión (1.998) se ha podido observar la incorporación de 2 instalaciones dentales que no presentan ningún tipo de filtración, aunque el 88.01 % (147/167) de los equipos funciona con valores superiores a los 2 mm de Al.

El 100 % de los equipos durante la tercera revisión presentan valores de filtración superiores a 1.5 mm de Al, y cerca de un 41.91 % (167/70) de estos equipos presentan filtros de radiación de 2.5 mm de Al, valor recomendado por la Unión Europea para el caso de utilizar equipos que funcionen a 70 kVp o mayor kilovoltaje.

El número de instalaciones que funciona a valores de 2.5 mm de Al ha disminuido a un 40.71 % (167/68) durante la cuarta revisión (año 2.000), observándose modificación alguna en el número de instalaciones que funciona a valores inferiores a los 2 mm de Al (**ver Gráfica 76**).

La entrada en vigor de la ley, ha puesto de manifiesto un aumento en el número de equipos que incorporan mayores valores de filtración de radiación primaria durante estos primeros cuatro años de estudio. Esta mejoría observada es de un 3.59 %, valor muy inferior al 25 % que se ha podido constatar en relación al estudio realizado en las 5.294 instalaciones radiológicas dentales pertenecientes al resto de territorio español.

V.II.6. LONGITUD DEL COLIMADOR.

La longitud del colimador, que determina la distancia recomendada entre el foco de rayos X y la piel del paciente, ha variado durante la primera revisión desde la inexistencia del mismo en algún caso hasta los 30 cm en seis instalaciones (3.59 %: 167/6). El 84.43 % (167/141) de los aparatos utiliza longitudes de colimador de 20 cm, valor recomendados oficialmente por la Unión Europea. El 11.97 % (167/20) de las instalaciones incorpora valores que irían desde la inexistencia del mismo a los 15 cm de longitud.

La distancia foco-piel o longitud del colimador durante la segunda revisión efectuada, varía desde 10 cm (7.18 %: 167/12) hasta 30 cm (3.59 %: 167/6), según los modelos encontrados y descritos. El 86.82 % (167/145) de los equipos presenta longitudes de colimador de 20 cm que sería el valor recomendado actualmente, mientras que un 9.58 % (167/16) presenta valores inferiores a estos 20 cm.

El número de instalaciones que funciona con 30 cm de longitud de colimador se mantiene constante durante esta tercera revisión (3.59 %: 167/6), valor que no se ha modificado a lo largo de los 3 años. Sin embargo las instalaciones que funcionan a 20 cm si han aumentado con respecto a años anteriores, situándose en un 89.22 % (167/149).

Cerca del 91.01 % (167/152) de las instalaciones revisadas durante el año 2.000, cumpliría con las recomendaciones oficiales de utilizar equipos con una longitud de colimador de 20 cm. Se han detectado instalaciones con distancia foco-piel inferiores a los 20 cm (5.38 %: 167/9).

La incorporación de la nueva normativa, ha mostrado la eliminación en el mercado de equipos que funcionaban sin ningún tipo de colimador, como se ha podido constatar en la primera revisión. La mejoría en actuación observada durante estos cuatro primeros años de evolución es de un 6.58 %, mejoría en cuanto al número de instalaciones que funcionaría con longitudes de colimador de 20 cm, valor recomendado por la Unión Europea (**ver Gráfica 77**).

V.II.7. DIÁMETRO DEL COLIMADOR.

La totalidad de los informes revisados tanto en 1996-97, 1998, 1.999 y 2000 presentan colimadores redondos de 6 cm de longitud.

V.II.8. ALTERACIONES DESCRITAS SOBRE EL FUNCIONAMIENTO DEL APARATO.

Los parámetros obtenidos sobre el funcionamiento del aparato de radiología intraoral descrito en cada una de las clínicas dentales han puesto de manifiesto que el 14.37 % (167/24) de las instalaciones revisadas durante los años 1.996-1.997 presentaban alteraciones superiores al 10 % en alcanzar el kVp descrito por el fabricante del aparato. Cerca del 12.57 % (167/21) de los equipos presentaban alteraciones respecto al tiempo de exposición marcado por el cronómetro del aparato. Hasta un 11.37% (167/19) de lo equipos revisados mostraba desviaciones superiores al 20 % en el rendimiento del tubo de rayos X (dosis de radiación por unidad de tiempo). Destacar un 7.78 % (167/13) en cuanto a la alteración en la linealidad del tubo de rayos X.

Durante la segunda revisión efectuada de los informes pertenecientes al año 1998, los parámetros obtenidos sobre el funcionamiento del aparato estudiado en cada una de las clínicas dentales han puesto de manifiesto que el 10.77 % (167/18) de los parámetros presentaban alteraciones superiores al 10 % en alcanzar el kVp que venía descrito por el fabricante del aparato, un 9.58 % (167/16) de los equipos mostraba alteraciones respecto al tiempo de exposición marcado por el cronómetro

del aparato y un 5.98 % (167/10) presentaban desviaciones superiores al 20 % en el rendimiento del tubo de rayos X. Alteraciones en la linealidad del tubo de rayos X se han detectado, en algún caso, pero con menor frecuencia (5.98%: 167/10).

Con respecto a la tercera revisión efectuada destacar que ha habido un aumento en el número de equipos que presentaban alteraciones superiores al 10 % en alcanzar el kVp descrito por el fabricante (14.97 %: 167/25), el 12.57 % (167/21) de los equipos presentaban alteraciones respecto al tiempo de exposición marcado por el equipo y un 7.78 % (167/13) de los equipos tenían alteraciones superiores al 20 % en el rendimiento del tubo de rayos X. No se ha podido constatar alteraciones en cuanto a la reproducibilidad de la dosis y del tiempo, pero sí en cuanto a la linealidad del tubo de rayos X (6.58 %: 167/11).

Los parámetros obtenidos sobre el funcionamiento de los equipos de rayos X con fines de diagnóstico intraoral dental pertenecientes a la cuarta revisión efectuada, pone de manifiesto que el 10.77 % (167/18) de los equipos presentaban alteraciones superiores al 10 % en alcanzar el kVp descrito por el fabricante, cerca del 13.77 % (167/23) alteraciones en cuanto al tiempo de exposición marcado por el cronómetro del equipo, y un 5.98 % (167/10) de los equipos radiológicos disponía de desviaciones superiores al 20 % en el rendimiento del tubo de rayos X (dosis de radiación por unidad de tiempo)(ver gráfica). Alteraciones en cuanto a la linealidad del tubo de rayos X se han detectado en un 8.98 % (167/15) de los informes revisados (**ver Gráfica 78**).

Los resultados obtenidos han mostrado valores muy característicos y contradictorios a su vez, así destacar que en cuanto a las alteraciones producidas en el kilovoltaje se ha observado una mejoría de un 3.6 % durante los cuatro años. Por el contrario, se ha producido un aumento del 1.2 % en el número de instalaciones con alteraciones en el tiempo de exposición, valor que solamente se situó por debajo del 10 % durante la segunda revisión. Las alteraciones en cuanto al rendimiento del equipo han disminuido hasta en un 50 % las instalaciones que tenían problemas en su funcionamiento, estableciéndose en un 5'98% durante la cuarta revisión. Las alteraciones descritas en cuanto a la linealidad del tubo de rayos X han aumentado durante esto cuatro primeros años de estudio, pasando de un 7.78 % durante el año 1.996-97 hasta un 8.99 %.

La instauración de la nueva legislación no ha podido demostrar mejoría en la disminución de averías que se han detectado en numerosos equipos de radiología intraoral dental.

V.II.9. DISPARADOR/FORMA DE EXPOSICIÓN.

El 11.97 % (167/20) de las instalaciones revisadas durante la primera revisión dispone de un disparador fijo instalado fuera de la sala de exploración, situación que sería la ideal para una máxima protección radiológica del profesional expuesto. El 88.02 % (167/146) de las instalaciones cumpliría con las recomendaciones oficiales de la Unión Europea, al disponer de un cable alargador de una longitud mayor de 2 metros.

Los resultados obtenidos con respecto a la segunda revisión han puesto de manifiesto, que el 15.56 % (167/26) de las instalaciones dispone de un disparador fijo instalado fuera de la sala de exploración, aunque el 84.43 % (167/141) de las clínicas existe un cable alargador de una longitud mayor de 2 metros.

Aproximadamente el 85.62 % (167/143) de las instalaciones revisadas durante el año 1.999 cumplirían con las recomendaciones oficiales de utilizar un cable extensible superior a 2 metros de longitud, mientras que un 14.37 % (167/24) además presenta un disparador situado fuera de la sala de exposición.

El 78.44 % (167/131) de las clínicas del año 2000 cumplirían con las recomendaciones oficiales de utilizar como forma de disparo del equipo un cable alargador de más de 2 metros de longitud. En 34 (20.35 %: 167/34) clínicas dentales se ha encontrado un disparador fijo fuera de la sala. En dos de estas instalaciones no se ha podido valorar este dato.

Cada vez son más los profesionales que instalan disparadores fijos situados fuera de la sala desde donde se efectúa el disparo, así en los primeros cuatro años

del estudio realizado se ha observado un aumento en el 8.38 % de las instalaciones que incorporan este sistema (**ver Gráfica 79**).

V.II.10. SEÑAL ACÚSTICA-LUMINOSA.

Los resultados obtenidos del estudio referente al año 1996-97 muestran que en 9.98 % (167/15) de las instalaciones revisadas la señal acústica es incorrecta (167/12) o carecen ella (167/3), el resto de las instalaciones cumpliría correctamente con una señal acústica-luminosa óptima.

En el 94.01 % (167/157) de los informes la señal acústica-luminosa es correcta, careciendo de ella en una de las instalaciones revisadas durante el año 1999. Cerca del 5.38 % (167/9) de los equipos revisados presentan alteraciones en cuanto al funcionamiento de señal acústica-luminosa o la existencia de las mismas.

La revisión efectuada durante el año 1999 ha puesto de manifiesto que el 97 % (167/162) de los equipos presentan señal acústica-luminosa correcta. En el 3.5% (167/5) de los equipos se han detectado averías en cuanto a su señal acústica-luminosa.

Los resultados obtenidos referentes al año 2000 muestran que en 2 de las instalaciones revisadas (1.19 %: 167/2) la señal acústica no es correcta, cumpliendo el resto de las instalaciones (98.8 %: 167/165) con las recomendaciones oficiales sobre el funcionamiento de los equipos de radiología intraoral.

La instauración de la nueva normativa ha supuesto una mejoría significativa de un 7.07 % en cuanto al número de equipos radiológicos que no presentan averías en el funcionamiento de su señal acústica-luminosa durante estos cuatro años (**ver Gráfica 80**).

V.II.11. REVELADO RADIOGRÁFICO.

El estudio llevado a cabo de los informes pertenecientes a 1996-97 ha puesto de manifiesto que el 90.41 % (167/151) de las instalaciones realiza un revelado manual de la película radiográfica, mientras que en un 2.99 % (167/5) de las instalaciones este revelado es automático. Las películas autorrevelables se utilizan en un 2.99 % (167/5) de las instalaciones. En cuanto al sistema digital de obtención de imagen destacar que 6 (3.59 %: 167/6) de las instalaciones murcianas revisadas emplean este sistema.

Durante la segunda revisión se ha puesto de manifiesto que el 86.82 % (167/145) de las clínicas odontológicas estudiadas el revelado radiográfico es manual, mientras que el sistema digital de radiovisiografía se observa en el 7.18 % (167/11) de los informes. En siete de las instalaciones revisadas se emplea un procesado automático de la película radiográfica, y la utilización de películas autorrevelables se realiza en un 2.39 % (167/4).

Los resultados obtenidos de los informes correspondientes a la tercera revisión han puesto de manifiesto que el 80.23 % (134/167) de las clínicas odontológicas utilizan un revelado manual, mientras que el 13.77 % (167/23) emplea sistemas digitales de obtención de imagen. Cerca del 4.79 % (167/8) de las instalaciones utiliza un revelado con procesadora automática. Son dos las instalaciones dentales que siguen utilizando películas autorrevelables durante 1.999 (1.19 %: 167/2).

Se ha podido cuantificar que el 79.04 % (167/131) de los informes recogidos durante el año 2000 emplean un revelado manual, mientras que el 5.38 % (9/167) es un revelado automático. El 15.56 % (167/27) de las clínicas dentales murcianas disponen de sistemas digitales de obtención de imagen. Se ha observado una ausencia en el número de instalaciones que emplean películas autorrevelables durante este año.

Durante los cuatro años de evolución analizados destaca el aumento de clínicas dentales que emplean sistemas digitales de obtención de imagen. En este

sentido destacar que durante 1996-97 eran el 3.59 % las instalaciones que empleaban este sistema, valor que ha aumentado hasta un 15.56 % durante la cuarta revisión. Este aumento del 11.97 % se ha producido gracias a una disminución de un 11.37 % en el revelado manual de las películas radiográficas, así como una ausencia durante el año 2.000 en el empleo de películas autorrevelables. El procesado automático de la película radiográfica escasamente se ha ido incorporando (2.39 %) a las clínicas durante estos 4 años (**ver Gráfica 81**).

V.II.12. TEMPERATURA DE LOS LÍQUIDOS DE REVELADO.

Como valor de la muestra se ha tomado el número de instalaciones que utilizan un revelado manual de la película radiográfica.

Se han encontrado durante la revisión efectuada a las clínicas del año 1996-97, 2 instalaciones que calientan los líquidos de revelado a temperaturas de 25 grados centígrados y un 98.67 % (151/149) que los líquidos los tienen a temperatura ambiente, que perduran durante la siguiente revisión del año 1998.

Durante el año 1998, siguen siendo dos instalaciones (145/2) las que tienen líquidos de revelado a temperatura caliente.

El 100 % de las instalaciones que revelan manualmente las películas radiográficas (134/134) utiliza líquidos de revelado a temperatura ambiente en la tercera revisión.

Los datos obtenidos del estudio de las variables recogidas durante la cuarta revisión ponen de manifiesto que en 129 instalaciones (98.47 %: 131/129) se utilizan líquidos que se encuentran a temperatura ambiente, y en tan sólo 2 clínicas se ha podido observar líquidos a temperaturas superiores (1.52 %: 131/2).

Los resultados que se han obtenido no son los esperados después de cuatro años de evolución tras la instauración de la normativa de control de calidad,

demuestran que este parámetro no se ha visto influenciado por las auditorías de Control de Calidad (**ver Gráfica 82**).

V.II.13. RENOVACIÓN DE LOS LÍQUIDOS DE REVELADO.

Para el análisis cuantitativo de las variables se ha tenido en cuenta las instalaciones que realizan un revelado manual y las que lo hacen con un revelado automático.

Las clínicas dentales revisadas durante 1996-97 renuevan semanalmente los líquidos de revelado en el 65.38 % (145/102) de los casos, siendo quincenal el cambio en el 14.10% % (22/145). Además existen clínicas que en las que podemos encontrarnos desde un cambio diario de los líquidos (4.13 %: 145/6), hasta unos 45 días (0.68 %: 145/1), correspondiendo esta última, a clínicas dentales con procesadora automática. Se ha observado en 4 informes en los que no se tiene ningún control en el tiempo de renovación de dichos líquidos (2.75 %: 145/4) (**ver Tabla XXVII**). La gran mayoría de las instalaciones que tienen procesadora automática de revelado radiográfico cambian los líquidos de revelado mensualmente (7.58 %: 145/11).

El 77.85 % (149/116) de las instalaciones revisadas durante el año 1.998 realizan un cambio de líquidos de revelado semanalmente, mientras que un 8.05 % (149/12) lo hace quincenalmente. No se han observado variaciones entre los picos máximos y mínimos encontrado con respecto a el año anterior.

En 1.999, el 80.57 % (139/112) de los informes revisados emplean un cambio de líquidos de revelado semanal, un 5.03 % (139/7) lo hace quincenalmente y otras siete instalaciones cambia los líquidos mensualmente (5.03 %: 139/7). El cambio diario de los líquidos de revelado se realiza en 2 clínicas dentales (1.43 %: 139/2). En 3 de las clínicas revisadas no se ha encontrado ningún tipo de control en este cambio de líquidos (2.15 %: 139/3).

Durante la cuarta revisión se han observado cambio en los picos extremos encontrados, así destacar que ya no se realizan cambios diarios de los líquidos en ninguna instalación, encontrándose 3 (2.08 %: 144/3) que lo hacen cada 3 días. El 79.16 % (144/114) de las clínicas siguen cambiando los líquidos semanalmente, aumentando hasta un 11.11 % (144/16) las instalaciones que lo hacen quincenalmente. En 3 instalaciones no hay ningún tipo de control del cambio de los líquidos.(2.08 %: 144/3).

Como principal consecuencia de la entrada en vigor de la ley podemos destacar el aumento de un 13.78 % de instalaciones que efectuaría un cambio de los líquidos de revelado, lavado y fijado semanalmente, observándose además que hay un 3 % de instalaciones que durante estos 4 años de estudio han dejado de renovar quincenalmente los líquidos de revelado. Por otra parte destacar que ha disminuido en estos cuatro primeros años los valores más altos de la tabla de frecuencias en el cambio de líquido de los 30 días en los que se situaría el valor máximo durante el año 2.000, a 45 días durante los 3 primeros años de evaluación. El control de los líquidos en clínicas dentales que no lo hacían también se ha visto beneficiado, pasando de 11 instalaciones durante 1996-97 a 3 en el año 2.000.

V.II.14. CONTROL EN LOS TIEMPO DE FIJADO, LAVADO Y REVELADO.

El total de la muestra ha sido el número de instalaciones que utiliza un revelado manual.

En la mayoría de las instalaciones estudiadas (74.83 %: 151/113) durante los años 1.996-97 se admite no controlar el tiempo de revelado o de procesado radiográfico frente a un 25.16 % (151/38) que sí controla dichos tiempos.

El 71.03 % (145/103) de las clínicas dentales no controlan los tiempos de revelado, fijado y lavado descritos por el fabricante de cada casa comercial, tan sólo 40 (27.58 %: 145/40) instalaciones lo realiza, siendo esta tarea del personal auxiliar en la mayoría de las ocasiones.

El año 1.999 parece mantener estos mismos datos, así el 71.64 % (134/96) de las instalaciones sigue sin ningún tipo de control, y tan sólo un 28.35 % (134/38) lo realiza).

Durante la cuarta revisión se ha podido constatar que el 64.88 % (131/85) de las instalaciones no controla los tiempos de revelado, siendo correcto este control en el 35.11 % (131/46) (**ver Gráfica 83**).

La mejoría observada durante estos cuatro años es notable, así resalta un aumento de un 10 % más de instalaciones que controlan los tiempos fijados por los distintos fabricantes para un revelado, fijado y lavado de la película radiográfica.

V.II.15. TIPO DE PELÍCULA.

Para el análisis cuantitativo de dicha variable no se ha tenido en cuenta a las instalaciones que emplean los sistemas digitales de obtención de imagen.

Se han podido contabilizar durante la revisión de 1996-97 6 marcas diferentes de películas radiográficas, sin tener en cuenta el sistema digital de obtención de imagen que supone un 3.59 % (6/167) del total del revelado. El 74.05% (158/117) de las instalaciones dispone de películas tipo Ultraspeed®, películas con una sensibilidad tipo D. Solamente el 19.62 % (158/31) utilizaría películas con una sensibilidad superior tipo Ektaspeed®. Se han detectado 4 películas Autorrevelables (2.53 %: 158/4) además de 4 películas de la marca Dentus M2® (2.53 %: 158/4), una de Henry Schein® (158/1) y otra T-Mat SRA® (158/1).

Durante la segunda revisión el 70.96 % (155/110) de las clínicas dentales emplea películas Ultraspeed®, mientras que un 20.64 % (155/32) se utilizan películas de sensibilidad superior Ektaspeed®. En 11 instalaciones se utiliza el sistema digital de obtención de imagen (6.58 %: 167/11), y en 4 instalaciones se utilizan películas Autorrevelables (2.58 %: 155/4); además se ha incorporado un tipo

de película nuevo (Alpro X-Ray®) en una instalación (155/1). La película radiográfica Dentus M2® de la casa Agfa la emplean 5 instalaciones (3.22 %: 155/5).

Los informes referentes a la tercera revisión han puesto de manifiesto que el 64.58 % (144/93) emplea la película radiográfica Ultraspeed®, película de sensibilidad tipo D, y tan sólo el 29.86 % (144/43) emplean películas de sensibilidad superior (Ektaspeed®). En tercer lugar destacar la película Dentus M2® de Agfa que se utiliza en 5 clínicas dentales (3.47 %: 144/5), seguido de 2 instalaciones con películas Autorrevelables (144/2), y una de las instalaciones que sigue empleando la T-Mat S/RA® (144/1).

Se observa un incremento con respecto al año anterior en la utilización de Ultraspeed®, situándose en el 72.02 % (143/103). Durante esta cuarta revisión se ha observado que un 20.27 % (143/29) clínicas que utilizan la película Ektaspeed®, destacando además la incorporación de la nueva película de sensibilidad F (Insight®, de la casa Kodak), en 2 de las instalaciones (143/2). Dentus M2® se sitúa en tercer lugar con 4 clínicas (143/4), no apareciendo ya películas autorrevelables durante este año.

Los valores referentes a la utilización de la película ultraspeed® apenas han sufrido variaciones durante estos cuatro años pasando de un 74.05 % durante la primera revisión a un 72.02% a la cuarta. Prácticamente no se han modificado los hábitos en la utilización del mismo tipo de película al que los profesionales están acostumbrados (**ver Gráfica 84**).

La variación también ha sido ligera en cuanto a películas con una sensibilidad superior, aunque se ha observado la incorporación de la nueva película radiográfica de la casa Kodak, película con una sensibilidad tipo F. Han desaparecido las películas Autorrevelables.

V.II.16. ALMACENAMIENTO DE LAS PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS.

Para valorar los resultados obtenidos no se ha tenido en cuenta las instalaciones que utilizan sistemas digitales de obtención de imagen.

Las películas radiográficas intraorales se almacenan dentro de la sala de exploración en el 44.65 % (159/71) de las instalaciones pertenecientes a la primera revisión efectuada, almacenándose fuera de la instalación en un 55.34 % (88/159) de las clínicas estudiadas.

Durante la segunda revisión se ha puesto de manifiesto que en el 27.81 % (151/42) de los informes, las películas radiográficas se almacenaban en el interior de la sala de exploración, almacenándose fuera de la misma el 72.18 % (151/109) de los casos estudiados.

El 76.38% (144/110) de los informes estudiados durante la tercera revisión indican que las películas radiográficas se almacenan fuera de la sala de exposición, y cerca del 23.61 % (144/23) se almacenan dentro de la misma.

Los resultados referentes a la cuarta revisión han puesto de manifiesto que el 13.88 % (20/144) de las clínicas almacenan las películas radiográficas dentro de la sala de exploración, mientras que el 86.11 % (124/144) lo hace en instalaciones situadas fuera de la sala (**ver Gráfica 85**).

Durante estos cuatro años de evolución tras la nueva legislación se ha conseguido una mejoría (31 %) en el número de instalaciones que durante estos cuatro años ha conseguido tener almacenadas las películas radiográficas fuera de la sala de exposición, evitando así el posible velo de las mismas.

V.II.17. CONTROL DE CADUCIDAD DE LAS PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS.

Para valorar los resultados obtenidos no se ha tenido en cuenta las instalaciones que utilizan sistemas digitales de obtención de imagen.

Durante la primera revisión se han podido detectar 5 informes en los que las películas que utilizaban se encontraban caducadas (3.1%: 161/5), valor que se ha mantenido en 4 instalaciones durante el año 1.998 (2.56 %: 156/4). Los resultados pertenecientes a 1999 y 2000 contabilizan dos instalaciones radiológicas en las que la película empleada esta caducada.

La entrada en vigor de nueva ley pretende llevar a cabo un control de este tipo de parámetros con el fin de evitar el uso de películas radiográficas en mal estado. Esto se ha mostrado en los resultados obtenidos viendo que 4 de las instalaciones que durante 1.996-97 empleaban estas películas radiográficas caducadas, durante años posteriores han modificado su comportamiento de actuación radiológica utilizando películas radiográficas en buen estado (**ver Gráfica 86**).

V.II.18. DOSIS DE RADIACIÓN.

La dosis de radiación estimada para la exposición de un molar superior en las condiciones habituales de cada sala ha puesto de manifiesto que una dosis inferior a 5 mGy es la empleada en el 83.23 % (167/139) de las instalaciones odontológicas revisadas durante 1.996-97, que alcanzaría hasta el 96.4 % de las mismas (167/161) si se establece en 10 mGy la dosis máxima empleada para obtener dicha imagen radiológica. Dosis superiores se han determinado en el 3.59 % (167/6) de las instalaciones odontológicas, alcanzando como valor máximo individual los 42.5 mGy en sólo una de las instalaciones, dicho valor corresponde con el máximo encontrado en los 5.296 informes revisados durante este año 1.996-97 pertenecientes al resto del país. La dosis media empleada en dicha exploración atendiendo a todos los informes que recogen este dato es de 4.19 mGy. El 90 %

(167/151) de las instalaciones cumpliría con las recomendaciones oficiales de la Unión Europea de utilizar dosis máximas de radiación inferiores o iguales a 7 mGy .

Los resultados referentes a la segunda revisión han puesto de manifiesto que una dosis inferior a 5 mGy es la empleada en el 91.61 % (167/153) de las instalaciones odontológicas, que alcanzaría hasta el 99.4 % (167/165) si se establece en 10 mGy la dosis máxima empleada para obtener dicha imagen radiológica. Dosis superiores se han determinado dos de las instalaciones odontológicas. Como valor máximo encontrado destacar los 28 mGy. La dosis media empleada en dicha exploración atendiendo a todos los informes que recogen este dato es de 3.35 mGy .Aproximadamente el 97.6 % (167/163) de las instalaciones cumpliría con las recomendaciones oficiales de la Unión Europea de utilizar dosis de radiación inferiores o igual a 7 mGy para la exploración radiológica descrita.

Con respecto a la tercera revisión correspondiente al año 1.999, se ha podido observar que una dosis inferior a 5 mGy es la empleada en el 94.01 % (167/157) de las clínicas dentales. No se han mostrado dosis superiores a los 10 mGy. La dosis media empleada es de 2.88 mGy. El 99.4 % (167/166) de los equipos cumpliría con las recomendaciones oficiales actuales de utilizar dosis de radiación inferiores a 7 mGy en cada exposición.

El 89.82 % (167/150) de los informes revisados durante el año 2.000 muestra dosis de radiación medias inferiores a los 5 mGy. Se han encontrado 6 equipos con dosis que se encuentran entre los 7 y los 10 mGy. El 96.4 % (167/161) de las instalaciones radiológicas emplea dosis inferiores a los 7 mGy, valor recomendado actualmente. Como valor de dosis máxima destacar los 9 mGy encontrados en un equipo de radiología intraoral. La dosis media estimada de los 167 informes es de 3.02 mGy

La instauración del Real Decreto 2071/1995, mediante el cual se establecen los criterios mínimos de calidad en radiodiagnóstico que deben de cumplir todas las clínicas dentales con aparato de radiología intraoral, ha supuesto una disminución del 27.83 % en las dosis medias empleadas para la exposición de un molar superior y en las condiciones habituales de cada sala, tras los 4 primeros años de su desarrollo.

Las dosis extremas que se han encontrado a lo largo de esto 4 años también han ido disminuyendo, así destacar que durante la primera revisión el 3.59 % de los informes registraba dosis medias superiores a los 10 mGy, encontrándose un equipo que funcionaba a 42.5 mGy. Durante la tercera y cuarta revisión no se han mostrado dosis superiores a los 10 mGy, estableciéndose en 9 la dosis máxima observada.

Con respecto a la dosis media recomendada por la Unión Europea, destacar que un 6.4 % más de las instalaciones radiológicas a lo largo de esto 4 años han podido cumplir esta recomendación oficial, estableciéndose este valor en el 96.4 % durante el año 2000 (**ver Gráfica 87**).

V.III. ANÁLISIS ESTADÍSTICO.

Los resultados del análisis estadístico realizado entre todas las variables, y para cada año de forma individual y conjunta están recogidos en el **ANEXO II**. De igual forma, en dicho Anexo II se presentan los resultados del análisis estadístico longitudinal realizado sobre la evolución individualizada de las clínicas durante los cuatro años estudiados.

Los resultados más destacables obtenidos por los diferentes cruces de variables ponen de manifiesto lo siguiente:

1. Se han encontrado diferencias significativas entre las dosis administradas en la obtención del 2º molar superior en cada instalación y las diferentes marcas comerciales de los equipos analizados ($p < 0.05$), específicamente entre los equipos Trophy, Satelec, Gendex-Philips, Takara Belmont y Ardet con los equipos analizados de Castellini y Villa. Por ello, se puede expresar que los equipos Trophy, Satelec, Gendex-Philips, Takara Belmont y Ardet

administran en dicha exploración una dosis significativamente menor que los de los equipos Castellini y Villa.

2. Se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre las dosis de radiación administradas y el voltaje del equipo empleado ($p < 0.05$); por lo que se puede expresar que cuanto mayor es el kVp de los aparatos de radiología intraoral utilizados, menor es la dosis de radiación administrada.
3. Se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre las dosis de radiación administrada y la filtración del equipo radiológico ($p < 0.05$); por lo que se puede expresar que cuanto mayor es la filtración que han presentado los equipos, menor es la dosis de radiación administrada.
4. Se han obtenido diferencias significativas entre la dosis de radiación administrada y la longitud del colimador utilizado ($p < 0.05$). Por ello, se podría expresar que cuanto menor es la longitud del colimador utilizado, mayor es la dosis de radiación administrada, en este caso.
5. Se han obtenido diferencias significativas entre la dosis de radiación administrada y la avería en la señal acústica-luminosa del equipo radiológico ($p < 0.05$). Por ello, se podría expresar que la avería en la señal acústica-luminosa de la exposición radiológica del equipo provoca un aumento en la dosis de radiación ionizante administrada en la exploración estudiada.
6. Se han obtenido diferencias significativas entre la dosis de radiación administradas y la forma de obtención de la imagen radiológica (procesado manual, automático y digital) ($p < 0.05$). Ello podría expresarse que la imagen radiológica mediante el revelado manual se

obtiene con, unas dosis de radiación similares a las imágenes obtenidas mediante el procesamiento automático, sin embargo, ambas emplean dosis significativamente mayores que las necesarias para obtener la imagen mediante un procedimiento digital. Esta situación podría expresarse como: Manual = Automático > Digital ($p < 0.05$).

7. En este sentido cabe destacar que cuando el cambio de líquidos en el revelado se realiza semanal o quincenalmente, la significación estadística aumenta significativamente ($p < 0.001$); por lo que podría expresarse que cuanto más tardíamente se realiza la renovación de los líquidos empleados en el revelado radiológico, mayor es la radiación ionizante empleada en la obtención de la imagen radiológica en la exploración analizada.
8. Se han encontrado diferencias significativas entre la dosis de radiación administrada y la utilización del tipo de película y la radiovisiografía ($p < 0.001$), por lo que se puede decir que la utilización de un procedimiento digital de la imagen se obtiene con una menor dosis de radiación que la necesaria para obtener una imagen sobre cualquier tipo de película radiográfica.
9. No se han encontrado diferencias estadísticamente significativas entre las dosis administradas y los siguientes parámetros:
 - i. Empleo de líquidos de revelado a temperatura ambiente y los que previamente los utilizan calentándolos.
 - ii. Empleo de un control en los tiempos de revelado, fijado y lavado y los que no tenían ningún tipo de control de los tiempos durante un revelado manual.

- iii. Empleo de películas radiográficas caducadas y los que no disponían de películas caducadas.

Una posible causa de esta ausencia estadísticamente significativa podría ser debida al escaso tamaño de la muestra.

VI. DISCUSIÓN.

VI. DISCUSIÓN.

Este estudio se ha realizado gracias a la colaboración de la U.T.P.R. Asigma, S.A.L., empresa homologada por el Consejo de Seguridad Nuclear, que nos ha proporcionado los informes oficiales de control de calidad analizados y que se han utilizado, en todo momento, dentro del anonimato y con todas las restricciones éticas que garantizan el tratamiento de la información de las instalaciones radiológicas sobre las que se han realizado los informes.

Los resultados que se han obtenido pertenecen a **7.176** informes oficiales de control de calidad pertenecientes a instalaciones radiológicas dentales situadas en un amplio territorio español, alcanzando a 16 Comunidades Autónomas españolas, y correspondiéndose aproximadamente con 1.882 instalaciones dentales. Según el

censo de instalaciones radiológicas dentales proporcionado en el informe UNSCEAR para el año 2.000 (VAÑO y cols, 2.000; VAÑO, 2.001) que establece en **7.327** las instalaciones dentales en territorio español, se puede determinar que nuestro estudio analiza las características referentes al **25.68 %** del total de las instalaciones dentales con radiología intraoral de nuestro país. Recientemente se ha establecido que el 95% de toda las clínicas dentales poseen un aparato de radiología dental para su empleo en diagnóstico clínico (PONCE y GOMEZ, 1.997), por lo que se puede considerar que nuestro estudio se ha realizado sobre una muestra significativa para valorar la actividad radiológica dental en nuestro país.

En la actualidad, el número de exámenes radiológicos médicos realizados anualmente en España se ha establecido en **25.058.622**; es decir se realizan **629** exámenes radiológicos por cada **1.000** habitantes (VAÑO y cols, 2000 ; VAÑO, 2001) y aproximadamente un **20.85 %** de estos (**5.226.823**) pertenecen a exámenes radiológicos dentales.

La tasa la tasa de exposiciones dental anual española (**131 exámenes/1.000 habitantes**: 5.226.823) es inferior a la de la mayoría de países de la Unión Europea (VAÑO, 2001). Así, en el Reino Unido, el número de instalaciones dentales se sitúa en 39 consultas/100.000 habitantes, con un total de 16 millones de exploraciones radiográficas dentales anuales para el año 1994 (HORNER, 1994). Este valor se ha visto incrementado en otros 2 millones más de exploraciones para el año 2001 (BROWN, 2001).

Debido a este aumento progresivo en el número de exploraciones radiológicas dentales en los últimos años se está realizando un especial esfuerzo en intentar reducir las dosis de radiación administradas en las mismas (HORNER y HIRSCHMANN, 1990; HORNER, 1994; SPELT y cols., 1996; ALCARAZ y cols., 1999a; GONZALEZ y cols., 2001). La entrada en vigor del R.D. 2071/1995 (1995) por el cual toda instalación radiológica dental ha de realizar obligatoriamente controles de calidad anuales, ha permitido cuantificar datos que ponen de manifiesto la situación en la que se encuentra la radiológica dental de nuestro país (ALCARAZ y cols., 1999a). Esta información constituye un punto de partida que era desconocido hasta ahora, y que en estos momentos permite evaluar la actuación de los

profesionales en nuestro entorno cercano. De este modo el conocimiento del funcionamiento de los equipos radiológicos y de las medidas llevadas a cabo durante el proceso de obtención de la imagen permitirán reducir considerablemente los riesgos de exposición al paciente y al trabajador expuesto a radiación ionizante.

En nuestro estudio, las características de la radiología dental intraoral española quedan recogidas por primera vez tras el análisis realizado a los informes elaborados por la U.T.P.R. Asigma S.A.L, durante el año 1996-97; año en que entró en vigor el Real Decreto aprobado en Diciembre de 1995. Aunque la entrada en vigor de dicha legislación fue lenta, progresiva y sólo un pequeño número de instalaciones dentales se incorporaron a su cumplimiento durante los primeros momentos, esta información oficial constituye la primera aproximación cuantitativa a la realidad radiológica dental. Por ello, se han podido observar algunas carencias en la recogida de datos con respecto a años posteriores, en los que posiblemente el protocolo de actuación fue modificándose, ampliándose y adaptándose a la realidad social ante situaciones nuevas de las que se carecía de cualquier experiencia previa. Cabe destacar que teniendo en cuenta los datos de partida referentes al año 1996-97 y comparándolos con el año 1998, los resultados obtenidos muestran una situación peor que la obtenida durante el año el año inicial. En los años siguientes se pone de manifiesto una mejoría significativa con respecto a estos años de partida.

Durante los cinco años analizados, se ha puesto de manifiesto una elevada fluidez en la entrada y salida del número de códigos correspondientes a distintas instalaciones. Aunque el número de instalaciones revisadas por año aumenta progresivamente, numerosas instalaciones dentales no han perdurado a lo largo de los cinco años con esta misma Unidad Técnica. Según los datos de la propia Asigma S.A.L., una posible justificación del gran movimiento podría deberse a la rigurosidad con la que esta empresa ha llevado a cabo las revisiones de las instalaciones y las recomendaciones emitidas sobre las alteraciones detectadas en el funcionamiento de la instalación o en el proceso de revelado, comunicando al responsable las deficiencias observadas y exigiendo los cambios necesarios para poder superar un informe de control de calidad correcto. Según la propia empresa, no suele ser la norma entre el resto de Unidades Técnicas homologadas, y ello ha ocasionado una pérdida significativa en su cartera de clientes, en su propia valoración.

A pesar de ésta pérdida de instalaciones dentales a lo largo de los 5 años analizados, se ha podido observar una incorporación progresiva en el número de instalaciones pertenecientes a distintas provincias y Comunidades Autónomas del territorio español. Así, cabe destacar que el estudio comprende 16 Comunidades Autónomas y son 37 provincias españolas en las que se ubican las instalaciones radiológicas dentales estudiadas. Esto pone de manifiesto la amplitud de territorio que queda recogido en nuestro estudio, lo que puede poner de manifiesto las diferentes formas de actuación radiológicas de los profesionales en el conjunto del territorio español.

Los equipos radiológicos dentales para radiología intraoral presentan características físicas (kVp, mA y filtración) similares a las utilizadas en el resto del mundo industrializado, ya que son fabricados generalmente por empresas multinacionales (HINTZE, 1993; YAKOUMAKIS, 2001). Se puede apreciar una ligera mejoría respecto a los resultados descritos por otros autores que reflejan aparatos que funcionan con valores extremos de 45 kVp y 90 kVp (HAVUKAINEN, 1988; NAKFOOR y BROOKS, 1992), que no son atribuibles sólo a los años de diferencia respecto de nuestro estudio, ya que siguen describiéndose estos tipos de aparatos recientemente, e incluso entre las escuelas y Facultades de Odontología de Estados Unidos (GEIST y KATZ, 2002). Otros estudios como el de SALTÍ y WHAITES (2002), describen que el 45 % de los odontólogos sirios siguen utilizando aparatos que funcionan con kilovoltajes de menos de 50 kVp.

Nuestro estudio pone de manifiesto que el 96 % de las clínicas odontológicas utilizan aparatos intraorales con kilovoltajes comprendidos entre 60 y 70 kVp. Situación significativamente mejor que la descrita en Dinamarca hace casi 10 años, en donde sólo el 40 % de las instalaciones dentales funcionarían con aparatos de estas características. En nuestro estudio y para el año 2001 sólo el 72.79 % de los equipos dentales revisados en nuestro estudio funcionarían con los valores recomendados por la Unión Europea (70 kVp), aunque se pone de manifiesto una evolución positiva, ya que un 11.12 % de los profesionales han cambiado sus equipos antiguos durante estos cinco años de estudio. Países más industrializados como Estados Unidos y Canadá describen que el 88 % de las

instalaciones radiológicas dentales dependientes de Facultades de Odontología funcionan con 70 kVp actualmente (GEIST y KATZ, 2002).

Con respecto al miliamperaje de los equipos, los valores determinados en nuestro medio oscilan entre los 7 mA y los 12 mA, destacando que sólo el 79.8 % de los equipos revisados funcionan con 8 mA, valor recomendado por la Unión Europea. Estos resultados se han incrementado en un 4.11 % durante los cinco años de estudio, por lo que la evolución ha sido lenta pero positiva. Son muy escasos los estudios publicados que recogen éste parámetro en otros países. En Finlandia, la situación es más flexible oscilando los parámetros encontrados entre los 5 y 15 mA; aunque estos resultados están referenciados al año 1.988 (HAVUKAINEN, 1988) y necesariamente se deben considerar desfasados en la realidad en estos momentos.

Respecto a la filtración, se pone de manifiesto una evolución positiva a lo largo de estos cinco años, ya que el número de instalaciones que funcionan con valores de filtración de 2.5 mm de Al se ha visto incrementado en un 25.67 %. Excepcionalmente se han detectado equipos radiológicos arcaicos que disponen de puntas cónicas, sin ningún tipo de filtración, y que han ido eliminándose progresivamente a lo largo de los últimos años.

Sin embargo, la existencia de equipos anticuados y desfasados no sólo se observa en los países menos desarrollados como es la situación de Siria en donde cerca del 16 % de los equipos que funcionan tienen más de 20 años (SALTI y WHAITES, 2002); sino que en países desarrollados como Australia, se han publicado estudios en hospitales que ponen de manifiesto que el 25 % de los equipos de radiodiagnóstico médico (incluidos los dentales) se consideran que funcionan incorrectamente, bien por incumplimiento de las recomendaciones oficiales de la legislación sobre el empleo de aparatos con ciertas características físicas o porque se trataba de equipos antiguos y desfasados que presentaban limitaciones tecnológicas (TUCHYNA y cols., 2002).

A pesar de todo, los aparatos de radiología intraoral son fabricados por grandes marcas o multinacionales que ofertan un tipo característico de equipo,

tradicionalmente considerado como el más sencillo de todo el radiodiagnóstico médico, aunque suficiente para la odontología. Sin embargo, existe un escaso servicio de mantenimiento aportado por las marcas comerciales que posibilita la perdurabilidad de las averías que pudieran producirse en los mismos. Las alteraciones de los parámetros físicos detectados en los aparatos intraorales muestra que aproximadamente un tercio de los equipos revisados anualmente (31.7%) presentan alteraciones significativas (kVp, tiempo exposición, rendimiento, linealidad, señal acústica) en el momento de las revisiones de control de calidad para el año 2001; incidencia que ha mejorado respecto a la primera revisión (1996-97), en donde alcanzaba un 38.18 %. Esta situación refleja una posible falta del interés del odontólogo-estomatólogo para solucionar problemas técnicos, de funcionamiento de equipos; constituyendo una falta de interés que lleva a una sobreexposición en el paciente. El propio titular de la instalación dental debe asumir la responsabilidad plena de eliminar cuanto antes las alteraciones físicas que presentan los equipos, poniéndose en contacto con los técnicos de la casa comercial a la que corresponde el mantenimiento del aparato dental. Quizás, la frecuencia constante obtenida en este estudio pueda también poner de manifiesto que un tercio de todos los aparatos de radiología intraoral sufren una avería significativa cada año.

La renovación de los equipos radiológicos dentales a lo largo de estos cinco años ha supuesto una mejoría en cuanto a la determinación de longitud del colimador de los equipos y que entran dentro de la normativa legal; así el 90.11 % de los equipos dispone de conos de 20 cm de longitud. Todos los equipos disponen de conos cuya longitud varía de los 10 a los 30 centímetros. Esta situación conlleva un esfuerzo progresivo realizado en nuestro país para eliminar el cono corto de 10 cms de longitud, situación que no se pone de manifiesto en otros países, incluso los considerados como más desarrollados (WHITE y cols., 2001; GEIST y KATZ, 2002).

Un estudio realizado en 1988 por GIBBS y cols., (1988) puso de manifiesto que el empleo de colimadores de longitudes no inferiores a los recomendados oficialmente permitía reducir la dosis efectiva administrada en glándulas salivares en un 13 %, aumentando hasta un 38 % en caso de la glándula tiroides.

Un aspecto especialmente destacable en nuestro estudio es la ausencia en la utilización de un colimador rectangular adaptado al tamaño de la película

radiológica en todas las clínicas analizadas. En otros países se han descrito que su utilización alcanza hasta el 8 % de todas las clínicas en Canadá (NAKFOOR y BROOKS, 1992), entre un 5-47 % en Estados Unidos (HORNER y HIRSCHMANN, 1990; PLATIN y cols., 1998; GEIST y KATZ, 2002), y entre el 29-36% en instalaciones con aparatos intraorales en Suecia (SVENSON y PETERSON, 1995; SVENSON y cols., 1996).

Está ampliamente aceptado que el cambio de un colimador redondo (6 cms de diametro) a uno rectangular (3 x 4 cm de superficie) reduce la exposición a radiación ionizante en un factor de cuatro (FREEMAN y BRAND, 1994; HOLT y EARP, 2000); permitiendo disminuir la dosis administrada al paciente hasta en un 60% (HORNER, 1994). Tanto la American Dental Association (ADA) como distintas organizaciones europeas ponen de manifiesto que un procedimiento de protección radiológica para disminuir las dosis de radiación es el empleo de colimadores rectangulares junto a películas radiográficas de emulsión rápida. (FARMAN y PARKS, 1991; NAKFOOR, 1992; FREEMAN y BRAND, 1994; HORNER, 1994; SVENSON y PETERSSON, 1995; ADA, 1998; MARTÍNEZ-BENEYTO, 1999); y si a esta situación se le añade el empleo de aparatos con 20 cm de longitud de colimador y filtros de 2 mm de Al, la dosis podría disminuirse hasta en un 90% (ZHANG y cols., 1999). En este sentido, resalta que no es un problema de coste-beneficio el cambio a colimador rectangular ya que se ha establecido un coste bajo (\$100). Sólo esta medida permitiría un beneficio de hasta un 50 % menos de exposición en el paciente (ROHLIN y WHITE, 1992). En España, ningún distribuidor de casas comerciales dispone de colimadores rectangulares, lo cual hace casi imposible la adquisición de alguno de ellos de forma comercial por el odontoestomatólogo clínico. El empleo de colimadores rectangulares permite disminuir la superficie irradiada, pero necesita de instrumentos posicionadores de la película radiográfica con el fin de poder adaptar correctamente ésta al diámetro del cono (WHITE y cols., 2001).

Actualmente se acepta que el empleo de equipos de radiología dental con un potencial constante de las unidades de rayos X (recomendación de 70 kVp, 8 mA), la distancia foco-piel recomendada (20 cm) y una filtración correcta del haz igual o superior a 1.5 mm de Al, permiten reducir considerablemente la dosis de exposición

al paciente (HORNER y HIRSCHMANN, 1990; HORNER, 1994; ALCARAZ y cols., 1999b). Estos parámetros son detectados mediante los actuales informes de control de calidad, por lo que puede considerarse que sólo el 72.79 % de las instalaciones revisadas durante el último año podrían cumplir con dichas recomendaciones oficiales, observándose una mejoría del 11.12 % con respecto a la situación de inicio. En un estudio realizado por ZHANG y cols., (1999), se pone de manifiesto que la utilización de un colimador rectangular, junto a una distancia de longitud de cono de 20 cm y un valor de filtración de 2 mm de Al de espesor reducen las dosis absorbidas en el paciente en un 90 %.

La protección del personal expuesto al realizar el disparo o exposición radiológica es importante y fácil de controlar disponiendo de un disparador fijo situado fuera de la sala de exposición en una zona protegida, con lo que se podría minimizar al máximo las dosis de radiación absorbidas. En este sentido destacar que sólo el 36.6 % de las instalaciones revisadas disponían de este sistema en el último año, aunque ha aumentado en un 22.55 % respecto a la primera revisión. No hemos encontrado referencias bibliográficas que permitan comparar estos resultados con los países de nuestro entorno.

En nuestro estudio, para obtener la certificación y superar el control de calidad, todas las instalaciones radiológicas dentales deben de poseer algún tipo de material de protección personal. La recomendación es la de presentar dos prendas de protección diferentes, ya que en un mismo momento, profesional y paciente pueden necesitarlo al mismo tiempo. En muy pocas ocasiones se ha incorporado este dato en las publicaciones revisadas.

Recientemente, GEIST y KATZ (2002) han descrito que en una encuesta realizada a 65 escuelas y Facultades de Odontología ubicadas en Estados Unidos y Canadá, el 95 % de las mismas dispone de prendas y vestimentas de protección personal para la radiología extraoral (panorámica) y un 85% disponen de collares tiroideos para la radiología intraoral. Estos mismos autores sostienen que en radiología intraoral no resulta eficaz la utilización de los delantales de protección personal y que el “collarín tiroideo” es la prenda de protección al paciente más

interesante para la disminución de la dosis de radiación en radiología intraoral (GEIST y KATZ, 2002).

No compartimos esta afirmación. El “collarín tiroideo” no conlleva la eliminación de la dosis de radiación administrada a la glándula tiroides o a las glándulas submaxilares, ya que su irradiación se produce como consecuencia de quedar incluida dentro del haz primario de radiación, y no por la radiación dispersa producida. Por ello, quizás la mejor protección específica sería el denominado “escudo submandibular”, y que parece especialmente diseñado para su utilización en radiología intraoral.

Aunque algunos delantales de protección personal utilizados en las clínicas odontológicas que hemos analizado, llevan una pequeña zona para actuar como “collarín”, resultan completamente insuficientes. Esta situación es radicalmente diferente a lo descrito en Estados Unidos y Canadá en donde el 85% de las instalaciones lo utilizan habitualmente (GEIST y KATZ, 2002), aún a costa de eliminar los delantales de protección personal. En ninguno de los estudios revisados en la bibliografía se ha descrito la utilización del escudo submandibular. Este “escudo submandibular” para protección radiológica no se encuentra disponible comercialmente en nuestro país. Nosotros lo hemos adquirido tras meses de insistencia y por importación de Alemania, donde se encuentra a la venta comercialmente para su empleo en Odontología.

A pesar de todos los esfuerzos realizados, hay parámetros fundamentales que han quedado excluidos de los requisitos controlables en los informes de garantía y/o control de calidad oficiales que podrían ser la causa de un incremento considerable de las dosis de radiación administradas a los pacientes en las exploraciones radiológicas: el tipo de película, y el proceso de revelado de la película radiográfica (KAUGERS y cols., 1985; HORNER, 1994; BUTTON y cols., 1999 y HELMINEN y cols., 2000). Sin embargo, estos datos sí se han recogido en los informes elaborados por Asigma S.A.L. y por ello han permitido realizar un estudio más extenso de las actuaciones radiológicas dentales.

En estos momentos se ha puesto de manifiesto que el 81.27 % del revelado de la película radiográfica en nuestro medio es manual; y sólo un 5.81 % de las instalaciones realiza un procesado radiográfico automático. Estos resultados son similares a los descritos en Finlandia hace 10 años (HAVUKAINEN, 1988) y en la actualidad en Grecia (YAKOUMAKIS, 2001). El revelado manual desciende ligeramente (6.04%) durante estos cinco años analizados, y que parece deberse a la incorporación de sistemas digitales de obtención de imagen. Con todo lo anterior, nuestros resultados ponen de manifiesto una utilización masiva del revelado manual respecto al revelado en procesadora automática. Así, son significativamente diferentes a los descritos en otros países en donde el 50 % del procesado es automático en Dinamarca (HINTZE, 1993), el 88 % es con procesadora automática en Suecia (SVENSON, 1996), o el 93 % en Canadá (NAKFOOR y BROOKS, 1992). Cuando se realiza el procesado de la película radiográfica de forma manual, todos los autores describen resultados similares a los nuestros en cuanto a una gran variedad de aplicación en los tiempos de revelado utilizados por el fabricante, grandes variaciones en los tiempos de cambio de líquidos de revelado y ausencia del control de la temperatura de los líquidos de revelado empleados; poniendo de manifiesto circunstancias que suponen un incremento de las dosis de radiación administradas así como del número de exploraciones innecesarias realizadas (HAVUKAINEN, 1988; MOL y cols., 1989; HINTZE, 1993; SVENSON y cols., 1996; MARTÍNEZ- BENEYTO, 1999b y MARTÍNEZ- BENEYTO, 2002b).

Tradicionalmente se acepta que una forma de evitar las altas dosis administradas al paciente es el empleo de películas radiográficas con una velocidad de emulsión rápida. Se ha descrito que la utilización de películas de sensibilidad tipo E disminuye las dosis de exposición en un 50 % con respecto a películas radiográficas de sensibilidad D (KAFFE y cols., 1984; KOGON y cols., 1985; DIEHL y cols., 1986; CANTADELLA-FLETCHER, 1987; SVENSON y cols., 1993; BOHAY y cols., 1994; HORNER, 1994; BOHAY y cols., 1995; CONOVER y cols., 1995; LUDLOW, 1997; CONOVER y cols., 1998; TJELMELAND y cols., 1998 ; PLATIN y cols., 1999 y WONG y cols., 2002).

Recientemente, Kodak ha comunicado la introducción de una nueva película denominada Insight®, clasificada como un película intraoral que cumplía las normas

ISO, de velocidad y sensibilidad F. Este tipo de película radiográfica presenta un 25 % más de velocidad de emulsión que su predecesora (GEIST y BRAND, 2001). En cuanto al tiempo de exposición cabe destacar que necesita un 49 % menos que la película Ultraspeed® (PRICE, 2001; VERDONSCHOT y DUIJSINGS, 2001), un 33 % menos que la película Ektaspeed® (LUDLOW, 2001) y un 20 % menos que la película Ektaspeed Plus® (SYRIOPOULOS y cols., 2001). La reducción de la dosis de radiación resulta evidente con este tipo de película radiográfica, permitiendo obtener una calidad óptima de la imagen radiográfica gracias a su excelente grado de contraste (KAFFE y GRATT, 1987).

En este sentido, los resultados obtenidos ponen de manifiesto que el 79.19 % de las instalaciones revisadas durante el año 2001 utiliza el tipo de película Kodak Ultra-Speed® (categoría D), y sólo un 10.24 % utilizaría la película Ekta-Speed® (categoría E) de Kodak, siendo ésta última una película radiográfica de mayor sensibilidad y requiriendo un 50 % menos de exposición a la radiación que su predecesora Ultra-Speed® (HORNER, 1994; MARTÍNEZ-BENEYTO y cols., 2002a).

A pesar de que este tipo de película (Ekta-Speed®) se introdujo en el mercado en 1981, no ha sido aceptada por los clínicos. El único inconveniente que se ha podido observar de este tipo de película y que podría justificar su falta de utilización, es el hecho de que numerosos equipos dentales antiguos no permiten temporizadores con exposiciones de tiempo tan cortos como requiere esta película; sin embargo, esta situación no es justificable en el año 2001 ya que el 72.79 % de las instalaciones revisadas disponen de equipos modernos que funcionan según las recomendaciones oficiales.

Los resultados descritos en España con respecto al empleo de películas de sensibilidad E están muy alejados de los resultados publicados para el resto de Europa, en los que han ido variando desde un 25 % en Dinamarca y Canadá (HINTZE, 1993; BOHAY y cols., 1994) hasta situarse en la actualidad en un 66 % en países como Grecia (YAKOUMAKIS y cols., 2001) y un 86 % que se describe en Estados Unidos y Canadá (GEIST y KATZ, 2002); aunque en países no suficientemente desarrollados todavía se encuentran cifras similares a las descritas

en nuestro estudio en cuanto al empleo de películas radiográficas de sensibilidad D (SALTI y WHAITES, 2002).

Recientemente se ha incorporado durante este último año de estudio las películas radiográficas de última generación (tipo F) con una sensibilidad muy superior a su predecesora (películas tipo E). Durante el año 2001 han sido un 4.53% las instalaciones que emplean dicha película radiográfica. Las últimas informaciones descritas por Kodak, es la posible eliminación de la fabricación de la película Ektaspeed® (sensibilidad E). Esto supone un paso hacia atrás en protección radiológica, ya que lo lógico hubiera sido eliminar la película de sensibilidad D más antigua (Ultraspeed, Kodak®) y dejar las dos últimas (Ektaspeed® y Insight®); sin embargo, el 72.58% del mercado es de este tipo de película, y ello hace que primen los criterios comerciales sobre la protección radiológica del paciente, también en las multinacionales del sector radiográfico.

En realidad, la falta de utilización de películas con una mayor sensibilidad en el 79 % de las instalaciones revisadas se debe fundamentalmente a que se mantienen los hábitos adquiridos fundamentalmente en las facultades donde se formaron dichos profesionales (HORNER, 1994). Ello pone de manifiesto la importancia de instaurar asignaturas en las licenciaturas que permitan actualizar al odontólogo en Protección Radiológica y Control de Calidad en Radiodiagnóstico. Además las casas comerciales no promocionan suficientemente este cambio de actitud por parte del odontólogo, ya que las ventas siguen siendo mayores con las películas antiguas, pese a que el coste de ambas es similar. Un estudio reciente pone de manifiesto que el 85 % de los Odontólogos de Estados Unidos utiliza el mismo tipo de película durante toda su vida profesional, y que esta corresponde con la que comenzó a utilizar durante sus años de formación en la Facultad (GEIST y KATZ, 2002).

El velo de la película radiográfica dental por exceso de luz durante el revelado o por radiación dispersa al ser almacenadas dentro de la sala de exploración influyen en la calidad de la imagen radiológica obtenida, aunque a unos niveles imposibles de cuantificar en este estudio (MARTÍNEZ-BENEYTO y cols., 2003). En este sentido nuestros resultados ponen de manifiesto una mejoría

significativa en la actuación por parte del odontólogo. Se ha determinado que un 17.62 % de las instalaciones la película radiográfica se almacena todavía dentro de la misma sala donde se realiza la exposición, y cerca del aparato de rayos X; valor que se aleja mucho del 48.98 % en el que se almacenaban dentro durante el año 1996-97. Esto supone que en numerosas ocasiones las películas radiográficas están ya veladas antes de su utilización y consecuentemente disminuirá la calidad de la imagen radiológica obtenida.

Así pues, a la situación anterior se añade el hecho de que el 99 % de las instalaciones que revelan manualmente emplean líquidos de revelado a una temperatura ambiente, que además no hay ningún tipo de control en los tiempos necesarios de revelado, lavado y fijado de la película radiográfica (el 75.95 % de las clínicas) y que los líquidos de revelado se cambian semanalmente (en el 80.61% de las instalaciones). Es fácil interpretar que el ennegrecimiento necesario para la obtención de una imagen diagnóstico se obtiene en base a un aumento muy considerable de la dosis de radiación administrada al paciente. De ahí que en la literatura revisada se muestran datos que consideran que entre un 49-54% el total de las radiografías periapicales que se realizan se consideran inaceptables para una buen diagnóstico clínico (SMITH y cols., 1993; HORNER 1994; SYRIOPOUSLOS y cols., 1998).

Sin embargo, en nuestro entorno, otra posible explicación de estas circunstancias podría ser la descarga de todo el proceso de obtención de la imagen radiológica del odontólogo hacia su personal auxiliar; así como una escasa preparación específica de este personal auxiliar para valorar el interés de la reducción de la dosis de radiación en la técnica radiológica. En Murcia, para 1996, se ha determinado que sólo un 6.2 % de las clínicas odontológicas disponen de un auxiliar de clínica (PONCE y GOMEZ, 1997) que realiza labores similares y que no han disfrutado de una formación específica en protección o técnica radiológica (MARTÍNEZ-BENEYTO y cols., 1999a).

La realización de un revelado manual exige un control más exhaustivo por parte del personal de los tiempos de revelado, del cambio de líquidos de revelado-fijado, del control de la temperatura de dichos líquidos y del almacenamiento de la

película radiográfica de forma correcta. Sin embargo, estos parámetros utilizados de forma inadecuada pueden resultar en una imagen radiográfica no adecuada para el diagnóstico clínico, aumentando indirectamente las dosis administradas al paciente. Aunque las modificaciones observadas durante estos cuatro años son significativas, quedan todavía alejadas de una situación ideal deseable.

En los últimos años se ha podido observar un aumento considerable en la utilización de sistemas digitales para la obtención de imagen; cerca del 12 % de las instalaciones revisadas durante el año 2001 disponen de estos sistemas de obtención de imagen, valor que triplica los valores de referencia del año 1.996. Las dosis de radiación empleadas con estos sistemas son muy inferiores a los sistemas convencionales, llegando a un 40-60 % menos de dosis de radiación comparada con películas de emulsión rápida (tipo Ektaspeed®) (NIELSEN y cols., 1996; HUYSMANS y cols., 1997; ALCARAZ y cols., 2000; PAURAZAS y cols., 2000). Hay diferentes casas comerciales que distribuyen estos sistemas digitales junto con un sistema fotoestimulable del fósforo (sistema Digora).

Se han publicado estudios comparativos entre estos sistemas frente a las películas radiográficas convencionales de diferentes velocidades de emulsión fotográfica (PFEIFFER y cols., 2000; HINTZE y WENZEL, 2002). Las dosis que se manejan con este sistema digital pueden ser muy inferiores a las utilizadas con las películas radiográficas, destacando una reducción del 40-60 % de la dosis de radiación al utilizar el sistema RVG (Trophy), o un 30 % de reducción frente al sistema Sens-A-Ray (Regan Medical System) (HAYAKAWA y cols., 1997; HORNER y cols., 1990), comparándola con la película Ektaspeed®. Actualmente se ha podido observar que el sistema Sens-a-ray (Regan Medical System Sundwall, Sweden) permite una velocidad de emulsión de la película 3 veces superior a la E-speed (Mc DONNELL y PRICE, 1993). Entre los diferentes tipos de sistemas digitales no existen muchas diferencias en la calidad de la imagen; la discrepancia se presenta según los diferentes autores entre estos y el sistema DIGORA (sistema fotoestimulable del fósforo) (ARAKI y cols., 2000; BOSCOLO y cols., 2001), ya que éste presenta una resolución y un contraste menor comparado con los anteriores.

La limitación principal de este tipo de sistemas de radiología digital es el tamaño y rigidez de su sensor digital frente a la película radiográfica dental actual. Esta circunstancia hace que se necesite más de una exposición para cubrir el mismo área o superficie anatómica que se desea radiografiar con una simple película convencional (HORNER y cols., 1990) y, además, hay zonas anatómicas que precisan de un dispositivo más flexible para poder adaptarse bien a la zona a radiografiar (paladar). En estos momentos se pretende incorporar sensores con tamaños superiores a los actuales. Pese a este inconveniente y al elevado coste económico, el número de instalaciones que incorpora estos sistemas ha aumentado considerablemente durante estos últimos cinco años. Este aumento puede ser debido a la comodidad que presenta este sistema frente a los problemas de pérdidas de tiempo, de revelado y fijado correcto de la película radiográfica, y que resultan imprescindibles para un correcto procesado de la imagen radiográfica. Es evidente que la utilización de estos sistemas digitales agiliza los tratamientos, pero podría aumentar indirectamente las dosis administradas a los pacientes ya que la resolución de la imagen no es la deseada en numerosas ocasiones, provocando repeticiones de las exposiciones de forma rápida e indiscriminada (MARTÍNEZ-BENEYTO y cols., 2002a).

Las dosis de radiación ionizante determinadas en los informes de control de calidad analizadas se han realizado con cámaras de ionización, interpuestas en el haz primario de radiación. Aún cuando se han controlado sistemáticamente y se ha establecido su relación con muestras aleatorias comparándolas con dosímetros de termoluminiscencia, sus resultados absolutos pueden ser discutibles. Sin embargo, pueden resultar útiles en la comparación de las distintas medidas obtenidas en todas las instalaciones, e incluso la progresión de las mismas instalaciones a lo largo del período estudiado.

Nuestros resultados ponen de manifiesto que la dosis de radiación estimada para la exposición de un molar superior en nuestro medio es inferior a 10 mGy en el 99.57 % de las instalaciones revisadas durante el año 2001. Si se utiliza la dosis de referencia recomendada en Odontología de 7 mGy, el 97.98 % de las instalaciones revisadas podrían cumplir la norma establecida. Se ha llevado a cabo una disminución del 18.75% en la dosis de radiación administrada al paciente durante los

cuatro años de evolución de nuestro estudio. Así destacar, que la dosis media de exposición para el año 2001 se sitúa en 3.123 mGy, mientras que en el año 1996-97 esta era de 3.84 mGy.

En Europa se han publicado diferentes estudios con dosis medias similares o ligeramente superiores a las determinadas en nuestro estudio: 3.8 mGy en Grecia (YAKOUMAKIS y cols., 2001), valor que difiere al descrito por SYRIOPOULOS y cols. (2001) también en Grecia (6.9 mGy); 3.9 mGy en Reino Unido (NAPIER, 1999); y a valores ligeramente superiores de 4.2 mGy en Alemania (COHNEN y cols., 2002). Estudios similares realizados en distintas Universidades españolas ponen de manifiesto dosis medias de 3.5 mGy aunque se debe reseñar que la mayoría de las instalaciones en las que se realizó el estudio utilizaba películas de sensibilidad E (GONZALEZ y cols., 2001), circunstancia casi excepcional en nuestro estudio.

La elaboración de un estudio longitudinal a la largo de 4 años y sobre 167 instalaciones radiológicas dentales ubicadas en la Comunidad Autónoma de la Región de Murcia ha permitido poner de manifiesto la tendencia al cambio de hábitos y actitudes que se han llevado a cabo desde la instauración de la legislación.

Los equipos de radiología dental que se han revisado en Murcia de forma individualizada durante los años estudiados ponen de manifiesto características de los aparatos similares a los del resto del Estado español. Los valores de miliamperaje y filtración encontrados en los equipos son valores que no difieren mucho de los recomendados por la Unión Europea (75.45 % a 8 mA y 40.71 % a 2.5 mm de Al), y son similares a los encontrados en el resto de instalaciones de territorio español; además, la evolución ha sido bastante más positiva para estas instalaciones, observándose mejorías de hasta un 26 % en los equipos en los que ha sido aumentado los valores de filtración de hasta 2.5 mm de Al. Las alteraciones en el funcionamiento de los equipos descritas en los informes, han disminuido en un 7.79 % durante estos cuatro años, y el fallo en los equipos en la señal acústica-luminosa se ha solventado con mayor celeridad. Todo ello supone que aproximadamente un 6% de los odontólogos han eliminado equipos que funcionaban

incorrectamente y no cumplían con las recomendaciones oficiales de la Unión Europea.

Las dosis medias de radiación han disminuido considerablemente (27.83%) durante estos cuatro años, esto ha supuesto pasar de 4.197 mGy como dosis medida en el año 1996-97, a 3.029 mGy en el año 2.000; valor que se sitúa por debajo de la dosis media del resto del estado español. Esta situación puede deberse a la incorporación progresiva de numerosos sistemas digitales de obtención de imagen en la comunidad de Murcia.

Los resultados del estudio longitudinal realizado sobre instalaciones radiológicas pertenecientes a la Región de Murcia, ponen de manifiesto que sólo el 53.89 % de las instalaciones disponen de un equipo moderno que permitiría cumplir todas las recomendaciones actuales (kVp, mA y filtración), valor que difiere bastante del 72.79 % encontrado en el resto de instalaciones radiológicas ubicadas en el territorio español. Esto podría deberse a que los 167 informes que se han analizado durante los cuatro años, corresponden a instalaciones dentales con cierta antigüedad, es decir los titulares en su mayoría no poseen de una formación universitaria en protección radiológica, lo cual podría ser causa de este empleo mayoritario de equipos anticuados.

En general, los resultados obtenidos del estudio longitudinal elaborado sobre informes oficiales de control de calidad pertenecientes a instalaciones dentales de la Comunidad Autónoma de la Región de Murcia, han puesto de manifiesto que el número de aparatos de radiología dental digitales es superior en la Región de Murcia, y además existen más instalaciones que incumplirían las recomendaciones oficiales de la Unión Europea sobre funcionamiento correcto; sin embargo el resto de modificaciones observadas en actuación radiológica a lo largo de estos años pueden ser extrapoladas de forma fiable a las obtenidos en el resto de instalaciones ubicadas en territorio español.

Son numerosos los autores que ponen de manifiesto un grado significativo de incumplimiento de las recomendaciones oficiales para la reducción de la dosis de radiación en las instalaciones radiológicas odontológicas en diferentes países

Europeos (HINTZE, 1993; HORNER, 1994; SVENSON y PETERSON, 1995; MARTÍNEZ-BENEYTO, 1999) como en Estados Unidos (FARMAN y HINES, 1986; NAKFOOR y BROOKS, 1992).

Dado que en nuestro estudio alguno de los parámetros analizados se alejan significativamente de las recomendaciones generales de protección en radiología dental, compartimos esa insatisfacción siendo necesario aunar esfuerzos para disminuir o eliminar algunos de los factores que influyen en un incremento de la dosis de radiación administrada o en la pérdida de la calidad diagnóstica de la imagen radiológica.

La instauración de la normativa obligatoria de control de calidad durante estas cinco primeras revisiones (1996 /1997 - 2001) ha supuesto la reducción en un 6.48 % en las alteraciones de funcionamiento de los equipos. Aunque sólo desciende en un 3.19 % las clínicas odontológicas que realizan con más de 10 mGy la proyección estudiada, se ha conseguido determinar una reducción del 18.75 % en las dosis medias empleadas por las instalaciones de radiodiagnóstico en la realización de dicha exploración durante el periodo de estudio; porcentaje que alcanza el 27.83 % en las clínicas odontológicas pertenecientes a la Comunidad Autónoma de la Región de Murcia. Estos resultados reflejan una mejoría de ciertos aspectos tradicionalmente considerados válidos para la evaluación de la protección radiológica como son la dosis administrada por exposición y las alteraciones en el funcionamiento de los equipos.

Todo esta situación pone de manifiesto el hecho de que algunos equipos antiguos que funcionaban incorrectamente han sido modificados incorporando instalaciones que funcionan según los valores aconsejados por las directrices europeas. El odonto-estomatólogo ha tenido que experimentar un cambio obligado en su actuación radiológica debido a la legislación impuesta, y este cambio se está produciendo, pero de una forma lenta y gradual.

Por todo ello, podemos concluir que actualmente existe una situación poco satisfactoria en el cumplimiento de las Recomendaciones Oficiales Europeas sobre protección radiológica dental por parte del odontólogo-estomatólogo español, pero que debido a la instauración de carácter obligatorio de la legislación vigente, se aprecia una **evolución anual pequeña, positiva y progresiva** hacia los objetivos generales perseguidos por dicha legislación.

VII. CONCLUSIONES.

VII. CONCLUSIONES.

Las conclusiones obtenidas de este estudio son las siguientes:

1.- Se han determinado las características de la utilización de la radiología intraoral en nuestro país, que permite situarla dentro de los parámetros descritos para el resto de países de nuestro entorno europeo.

2.- Se han detectado alteraciones de los parámetros controlados que suponen un incremento en la dosis de radiación administrada (kVp, mA, tipo de película radiográfica, revelado, cambio de líquidos, colimador circular), y cuya corrección implicará una disminución de la dosis empleada.

3.- Se ha determinado una mejoría progresiva de algunos parámetros erróneos detectados durante los cinco años estudiados y modificaciones de actitudes inadecuadas.

4.- Se ha cuantificado una disminución progresiva (**18.75%**) de las dosis medias de radiación administradas al paciente durante los cinco años de estudio y una mejoría continuada de los parámetros radiológicos más importantes.

5.- Aunque el nivel de cumplimiento de las recomendaciones oficiales de protección radiológica es insatisfactorio, la instauración de la normativa de control de calidad ha supuesto una progresiva mejoría de los valores analizados.

VIII. RESÚMEN.

VIII. RESÚMEN.

Se estudian 7.176 informes oficiales de control de calidad de instalaciones de radiodiagnóstico dental pertenecientes a clínicas odontológicas que utilizan algún tipo de aparato de radiología intraoral. El estudio evolutivo corresponde a las cinco primeras revisiones de dichas instalaciones como consecuencia de la nueva normativa en la que se establecen las obligaciones que deben cumplir este tipo de instalaciones (1.997-2.001).

Los resultados exponen un análisis cuantitativo de los parámetros recogidos en dichos informes, con especial referencia a las características físicas (kVp, mA, filtración, colimador, longitud del disparador), así como las desviaciones detectadas

en su funcionamiento. Se determinan las características del proceso de obtención de las imágenes radiológicas en dichas instalaciones (tipo revelado, control de tiempos de revelado, renovación de líquidos, tipo película radiográfica, almacenamiento y caducidad de la película) y la dosis media de radiación ionizante empleada en las mismas para obtener la imagen radiológica de una misma pieza dental en las condiciones de trabajo habituales en cada una de las salas. Todo ello en su proceso evolutivo durante los cinco años posteriores a la instauración de la normativa de control de calidad.

En general, los resultados obtenidos muestran una disminución del 18.75 % en las dosis medias administradas durante estos cinco años de estudio. El 97.98 % de las instalaciones radiológicas dentales estudiadas emplean dosis iguales o inferiores a 7 mGy para la realización de la exploración analizada y que corresponde a la dosis máxima de referencia recomendada en radiología intraoral. Sin embargo, sólo el 72.79% de las instalaciones radiológicas podrían llegar a cumplir todas las recomendaciones de la Unión Europea sobre las características de funcionamiento de estos equipos.

Aunque el grado de cumplimiento de las recomendaciones oficiales sobre protección radiológica no es satisfactoria, se han observado mejorías significativas en la actuación radiológica dental por parte del profesional a lo largo de estos cinco años de evolución. Por ello, la instauración de la normativa legal esta produciendo una mejoría lenta pero progresiva de la actuación dental en España.

VIII. ABSTRACT.

ABSTRACT.

A total of 7.176 official reports on dental surgeries of clinics in Spain are analysed. The study covered the period 1997 to 2001 as consequence of the entry into force of a new Royal Decree and dental surgeries have to undergo an annual control of quality.

The results shows a quantitative análisis of the variables studied in the oficial reports, particularly physical characteristics of the X-ray equipments (kVp, mA, filtration thickness, collimator, lenth of tube), besides anomalies in their correct way of working. Processing of film characteristics (type of processing, control in processing time, renewal of liquids, type of film, storage and film expiration) and mean dose of ionizaing radiation are determined in habitual conditions. This study have been carried out during the 5 years following the introduccion of the EU norm concerning radiological quality control.

In general, the mean dose received by patients fell during the 5 years studied by 18.75 %. Meanwhile, the 97.98 % of equipments fulfilled the EU recommendation and did not excede 7 mGy on average per shot. However, only the 72.79 % of dental radiological equipments could follow the UE recommendations on a correct way of working.

Although EU recommendations concerning radiological protection in dental clinics are not met in all cases, it have been detected significant improvements in professional behaviour during this five years of study. The establishment of the new legislation has led a gradual improvement in Spanish dental radiology practices.

IX. TABLAS Y GRÁFICOS.

TABLAS.

TABLA I: DISTRIBUCIÓN DE LAS INSTALACIONES
RADIOLOGICAS DENTALES POR PROVINCIAS.
PRIMERA REVISIÓN (1996/1997).

PROVINCIAS	Nº INSTALACIONES ANALIZADOS	Porcentaje (%)
Murcia	396	28,9
Almería	263	19,19
Málaga	192	14,01
Alicante	164	11,97
Granada	159	11,6
Las Palmas de G.C.	51	3,72
Tenerife	35	2,55
Albacete	32	2,33
Jaén	32	2,33
Otras	46	3,35
TOTAL	1370	100 (%)

TABLA II: DISTRIBUCIÓN DE LAS INSTALACIONES
RADIOLOGICAS DENTALES POR PROVINCIAS.
SEGUNDA REVISIÓN (1998).

PROVINCIA	Nº INSTALACIONES ANALIZADOS	Porcentaje (%)
Murcia	316	27,38
Alicante	186	16,11
Almería	153	13,25
Málaga	128	11,09
Granada	131	11,35
Las Palmas G.C	69	5,97
Madrid	46	3,98
Tenerife	36	3,11
Albacete	33	2,86
Otras	56	4,8
TOTAL	1154	100 (%)

TABLA III: DISTRIBUCIÓN DE LAS INSTALACIONES
RADIOLÓGICAS DENTALES POR PROVINCIAS.
TERCERA REVISIÓN (1999).

PROVINCIA	Nº INSTALACIONES ANALIZADOS	Porcentaje (%)
Murcia	366	25,8
Alicante	240	16,9
Almería	153	10,7
Málaga	140	9,8
Madrid	121	8,5
Granada	118	8,3
Las Palmas G.C.	76	5,3
Tenerife	43	3
Albacete	39	2,7
Barcelona	34	2,4
Jaén	32	2,2
Otras	57	4,01
TOTAL	1419	100 (%)

TABLA IV: DISTRIBUCIÓN DE LAS INSTALACIONES
RADIOLÓGICAS DENTALES POR PROVINCIAS.
CUARTA REVISIÓN (2000).

PROVINCIA	Nº INSTALACIONES ANALIZADOS	Porcentaje (%)
Murcia	351	25,98
Alicante	171	12,65
Málaga	151	11,17
Madrid	144	10,65
Almería	140	10,36
Granada	87	6,43
Las Palmas G.C.	70	5,18
Jaén	37	2,73
Tenerife	34	2,51
Albacete	31	2,29
Barcelona	29	2,14
Otras	55	4,07
TOTAL	1351	100 (%)

TABLA V: DISTRIBUCIÓN DE LAS INSTALACIONES

RADIOLÓGICAS DENTALES POR PROVINCIAS.

QUINTA REVISIÓN (2001).

PROVINCIA	Nº INSTALACIONES ANALIZADOS	Porcentaje (%)
Murcia	404	21,46
Alicante	243	12,91
Zaragoza	219	11,63
Madrid	206	10,94
Málaga	166	8,82
Almería	146	7,75
Granada	76	4,03
Barcelona	65	3,45
Las Palmas G.C.	64	3,4
Albacete	42	2,23
Tenerife	34	1,80
Jaén	32	1,70
Huesca	31	1,64
Valencia	25	1,32
Teruel	20	1,06
Otras	109	5,79
TOTAL	1882	100 (%)

**TABLA VI: DISTRIBUCIÓN DE LAS INSTALACIONES
RADIOLOGICAS DENTALES POR COMUNIDADES AUTÓNOMAS.
PRIMERA REVISIÓN (1996/1997).**

COMUNIDAD AUTONOMA	Nº INSTALACIONES ANALIZADOS	Porcentaje (%)
ANDALUCIA	659	48,10
MURCIA	396	28,90
VALENCIA	168	12,26
CANARIAS	89	6,49
OTRAS	58	4,23
TOTAL	1370	100 (%)

TABLA VII: DISTRIBUCIÓN DE LAS INSTALACIONES
RADIOLÓGICAS DENTALES POR COMUNIDADES AUTÓNOMAS.
SEGUNDA REVISIÓN (1998).

COMUNIDAD AUTONOMA	Nº INSTALACIONES ANALIZADOS	Porcentaje (%)
ANDALUCÍA	446	38,64
MURCIA	316	27,38
VALENCIA	193	16,72
ISLAS CANARIAS	105	9,10
MADRID	46	8,14
C. MANCHA	40	3,46
CATALUÑA	8	0,7
TOTAL	1154	100 (%)

TABLA VIII: DISTRIBUCIÓN DE LAS INSTALACIONES
RADIOLÓGICAS DENTALES POR COMUNIDADES AUTÓNOMAS.
TERCERA REVISIÓN (1999).

COMUNIDAD AUTONOMA	Nº INSTALACIONES ANALIZADOS	Porcentaje (%)
ANDALUCIA	460	32,41
MURCIA	366	25,79
C. VALENCIANA	256	18,04
MADRID	121	8,52
CANARIAS	121	8,52
CASTILLA-MANCHA	48	3'38
CATALUÑA	34	2,39
OTRAS	13	0'91
TOTAL	1419	100 (%)

TABLA IX DISTRIBUCIÓN DE LAS INSTALACIONES
RADIOLÓGICAS DENTALES POR COMUNIDADES AUTÓNOMAS.
CUARTA REVISIÓN (2000).

COMUNIDAD AUTÓNOMA	Nº INSTALACIONES ANALIZADOS	Porcentaje (%)
ANDALUCÍA	431	31,9
MURCIA	351	25,9
VALENCIA	200	14,8
MADRID	144	10,65
CANARIAS	104	7,69
C. MANCHA	43	3,18
CATALUÑA	30	2,22
ARAGÓN	26	1,92
OTRAS	22	1,62
TOTAL	1351	100 (%)

**TABLA X: DISTRIBUCIÓN DE LAS INSTALACIONES
RADIOLÓGICAS DENTALES POR COMUNIDADES AUTÓNOMAS.
QUINTA REVISIÓN (2001).**

COMUNIDAD AUTÓNOMA	Nº INSTALACIONES ANALIZADOS	Porcentaje (%)
ANDALUCÍA	437	23,21
MURCIA	404	21,46
VALENCIA	275	14,61
ARAGÓN	270	14,34
MADRID	206	10,94
CANARIAS	102	5,41
CATALUÑA	68	3,61
C. MANCHA	53	2,81
GALICIA	20	1,06
OTRAS	47	2,49
TOTAL	1882	100 (%)

TABLA XI: RELACIÓN DE MARCAS DE APARATOS DE RADIOLOGIA INTRAORAL DETERMINADAS EN EL ESTUDIO. PRIMERA REVISIÓN (1996/1997).

MARCA	Nº DE APARATOS	Porcentaje (%)
TROPHY	832	60,7
PHILIPS-GENDEX	143	10,43
TAKARA-BELMONT	96	7
ARDET	82	6
SATELEC	81	6
SIEMENS	40	3
CASTELLINI	23	1,6
FIAD	19	1,4
CIAS	14	1
STERN WEBER	5	0,36
DABI ATLANTE	8	0,6
VILLA	6	0,4
OTROS	21	1,53
TOTAL	1370	100 (%)

**TABLA XII: RELACIÓN DE MARCAS DE APARATOS DE
RADIOLOGÍA INTRAORAL DETERMINADAS EN EL ESTUDIO.
SEGUNDA REVISIÓN (1998).**

MARCA	Nº DE APARATOS	Porcentaje (%)
TROPHY	691	6,08
GENDEX- PHILIPS	125	10,86
ARDET	72	6,26
SATELEC	72	6,26
TAKARA-BELMONT	64	5,56
SIEMENS	29	2,52
CASTELLINI	24	2,08
IMAGO NEW LIFE RADIOLOGY	20	1,73
FIAD	18	1,56
CIAS	13	1,13
DABI ATLANTE	7	0,6
STERN WEBER	4	0,34
OTROS	13	1,13
TOTAL	1150	100 (%)

TABLA XIII: RELACIÓN DE MARCAS DE APARATOS DE RADIOLOGIA INTRAORAL DETERMINADAS EN EL ESTUDIO. TERCERA REVISIÓN (1999).

MARCA	Nº DE APARATOS	Porcentaje (%)
TROPHY	881	62,08
GENDEX-PHILIPS	144	10,14
SATELEC	103	6,06
ARDET	86	6,26
TAKARA-BELMONT	68	4,79
SIEMENS	32	2,25
CASTELLINI	19	1,33
FIAD	15	1,05
VILLA	14	0,98
CIAS	12	0,84
NEW LIFE RADIOLOGY	12	0,84
IMAGO	9	0,63
DABI ATLANTE	8	0,56
OTROS	16	1,12
TOTAL	1419	100 (%)

**TABLA XIV: RELACIÓN DE MARCAS DE APARATOS DE
RADIOLOGIA INTRAORAL DETERMINADAS EN EL ESTUDIO.
CUARTA REVISIÓN (2000).**

MARCA	Nº DE APARATOS	Porcentaje (%)
TROPHY	871	64,47
GENDEX-PHILIPS	134	9,84
SATELEC	87	6,43
TAKARA-BELMONT	66	4,88
ARDET	65	4,81
CASTELLINI	28	2,07
VILLA	17	1,25
CIAS	14	1,03
FIAD	9	0'66
IMAGO	8	0,59
STERN WEBER	6	0,44
OTROS	18	1,33
TOTAL	1351	100 (%)

TABLA XV: RELACIÓN DE MARCAS DE APARATOS DE RADIOLOGIA INTRAORAL DETERMINADAS EN EL ESTUDIO. QUINTA REVISIÓN (2000).

MARCA	Nº DE APARATOS	Porcentaje (%)
TROPHY	1240	65,88
GENDEX-PHILIPS	202	10,73
SATELEC	119	6,32
ARDET	81	4,30
TAKARA-BELMONT	70	3,71
SIEMENS	44	2,33
CASTELLINI	31	1,64
VILLA	18	0,95
SIN IDENTIFICAR	14	0,74
FIAD	13	0,69
CIAS	12	0,63
OTROS	38	2,01
TOTAL	1882	100 (%)

TABLA XVI: TIEMPO PARA LA RENOVACIÓN DE LOS LÍQUIDOS
DEL REVELADO.

PRIMERA REVISIÓN (1996/1997).

DIAS DE RENOVACIÓN	Nº DE INSTALACIONES	Porcentaje (%)
1 día	16	1,71
2 días	6	0,64
7 días	611	65,62
10 días	17	1,82
15 días	194	20,83
21 días	10	1,07
30 días	40	4,30
60 días	2	0,21
En cada película	7	0,75
Sin ningún control	28	3
TOTAL	931	100 (%)

TABLA XVII: TIEMPO PARA LA RENOVACIÓN DE LOS LÍQUIDOS
DEL REVELADO
SEGUNDA REVISIÓN (1998).

DIAS DE RENOVACIÓN	Nº DE INSTALACIONES	Porcentaje (%)
1 día	6	0,78
2 días	3	0,39
3 días	12	1,57
7 días	682	89,38
10 días	5	0,65
15 días	96	12,58
20 días	3	0,39
30 días	17	2,22
45 días	3	0,39
En cada película	2	0,26
Sin ningún control	1	0,13
TOTAL	763	100 (%)

TABLA XVIII: TIEMPO PARA LA RENOVACIÓN DE LOS LÍQUIDOS

DEL REVELADO.

TERCERA REVISIÓN (1999).

DÍAS DE RENOVACIÓN	Nº DE INSTALACIONES	Porcentaje (%)
2 días	5	0,35
3 días	75	5,3
7 días	976	68,97
10 días	2	0'14
12 días	3	0,21
15 días	70	4,94
22 días	57	4,02
30 días	14	0,98
45 días	8	0'56
60 días	3	0,21
En cada película	12	0'84
Sin ningún control	38	2,68
TOTAL	1415	100 (%)

TABLA XIX: TIEMPO PARA LA RENOVACIÓN DE LOS
LÍQUIDOS DEL REVELADO.
CUARTA REVISIÓN (2000).

DIAS DE RENOVACIÓN	Nº DE INSTALACIONES	Porcentaje (%)
1 día	3	0,25
2 días	44	3,76
3 días	23	1,88
7 días	908	77,67
10 días	2	0'17
15 días	104	8,89
21 días	3	0,25
30 días	42	3,59
En cada película	3	0'25
Sin ningún control	39	3,33
TOTAL	1169	100 (%)

TABLA XX: TIEMPO PARA LA RENOVACIÓN DE LOS LÍQUIDOS

DEL REVELADO.

QUINTA REVISIÓN (2001).

DÍAS DE RENOVACIÓN	Nº DE INSTALACIONES	Porcentaje (%)
1 día	3	0,18
3 días	65	4,06
7 días	1289	80,61
10 días	9	0'56
15 días	93	5,81
20 días	7	0,43
30 días	79	4,94
45 días	3	0,18
90 días	2	0,12
En cada película	9	0,56
Sin ningún control	40	2,5
TOTAL	1599	100 (%)

TABLA XXI: TIPOS DE PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS.

PRIMERA REVISIÓN (1996/1997).

TIPO DE PELÍCULAS	Nº DE INSTALACIONES	Porcentaje (%)
Ultra-speed	887	72,58
Ekta-speed	208	17,02
Dentus M2	62	5,07
Autorrevelable	18	1,47
Otros	47	3,84
TOTAL	1222	100

TABLA XXII: TIPO DE PELÍCULA RADIOGRÁFICA EMPLEADA.

SEGUNDA REVISIÓN (1998).

TIPO DE PELÍCULA RADIOGRÁFICA	Nº DE INSTALACIONES	Porcentaje (%)
Ultra Speed	672	80,38
Ekta Speed	128	15,31
Dentus M2	17	2,03
Autorrevelables	9	1,07
OTROS	10	1,19
TOTAL	838	100

TABLA XXIII: TIPOS DE PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS.

TERCERA REVISIÓN (1999).

TIPO DE PELÍCULA RADIOGRÁFICA	Nº DE INSTALACIONES	Porcentaje (%)
Ultra Speed	1023	79,05
Ekta Speed	199	15,37
Dentus M2	55	4,25
Autorrevelables	13	1
OTROS	4	0,29
TOTAL	1301	100

TABLA XXIV: TIPOS DE PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS.

CUARTA REVISIÓN (2000).

TIPO DE PELÍCULA RADIOGRÁFICA	Nº DE INSTALACIONES	Porcentaje (%)
Ultra Speed	920	80,77
Ekta Speed	151	13,25
Dentus M2	45	3,95
Autorrevelables	5	0,43
Insight	5	0,43
OTROS	13	0,97
TOTAL	1139	100

TABLA XXV: TIPOS DE PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS.
QUINTA REVISIÓN (2001).

TIPO DE PELÍCULA RADIOGRÁFICA	Nº DE INSTALACIONES	Porcentaje (%)
Ultra Speed	1275	79,19
Ekta Speed	165	10,24
Dentus M2	66	4,09
Autorrevelables	18	1,11
Insight	73	4,53
OTROS	13	0,80
TOTAL	1610	100

TABLA XXVI: MARCAS DE LOS EQUIPOS.

ESTUDIO COMPARATIVO POR AÑOS (1996/2000) EN LA COMUNIDAD
AUTONOMA DE LA REGIÓN DE MURCIA.

MARCAS	1996-96	1998	1999	2000
Trophy	101	101	101	102
Gendex-Philips	21	21	20	20
Takara Belmont	19	19	20	22
Ardet	5	5	5	3
Satelec	3	3	6	4
Villa	4	4	4	4
Castellini	3	3	1	2
Fiad	3	3	3	2
Dabi Atlante	3	3	3	2
Cias	2	2	2	2
Stern Weber	1	1	1	1
Radiont	1	1	0	0
Sin identificar	1	1	1	1
Siemens	0	0	0	1
Planmeca	0	0	0	1
TOTAL	167	167	167	167

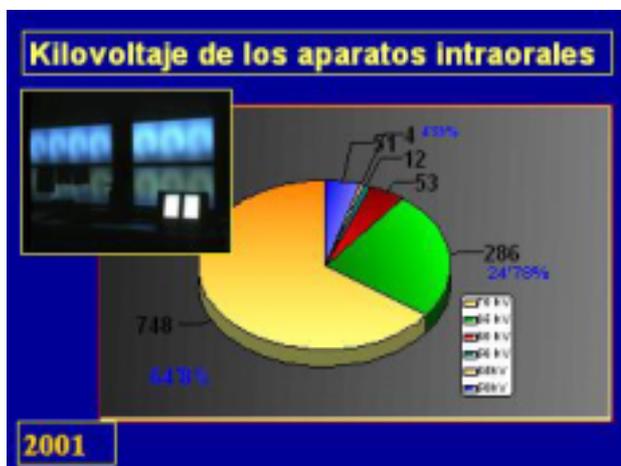
TABLA XXVII: CAMBIO LÍQUIDOS DE REVELADO.

ESTUDIO COMPARATIVO POR AÑOS (1996/2000).

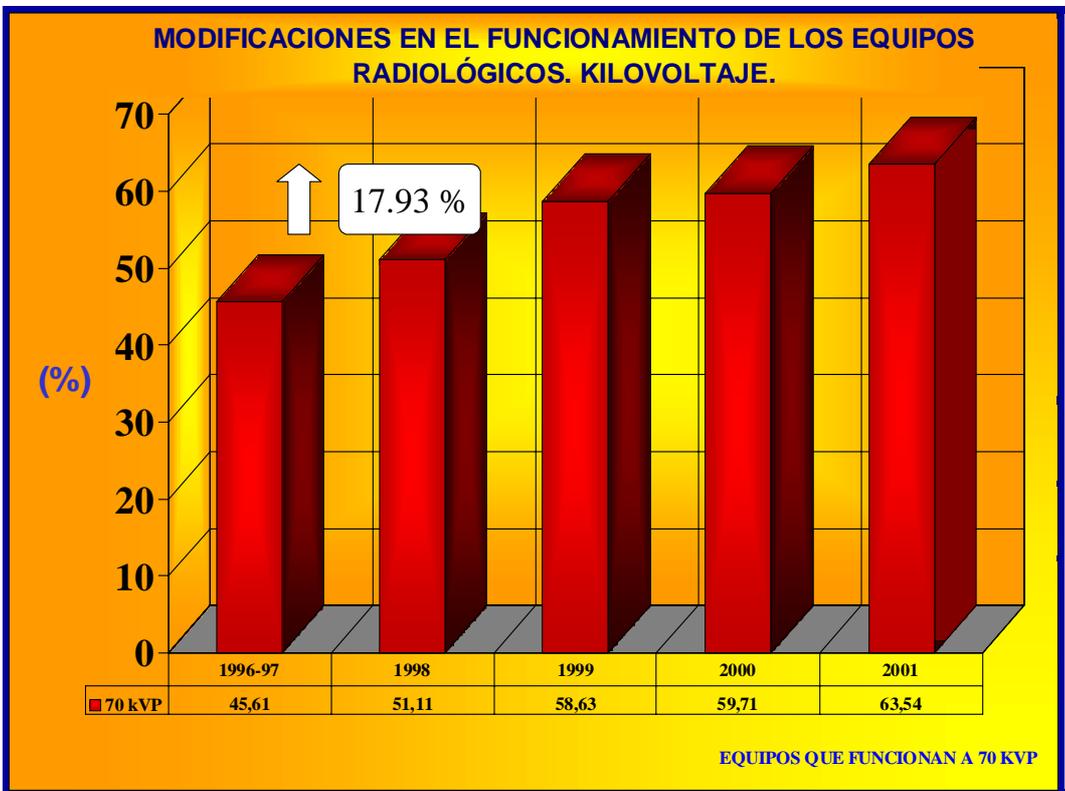
DÍAS	1996-96	1998	1999	2000
1	6	2	2	0
2	2	0	0	0
3	4	4	4	3
7	102	116	112	114
10	2	2	1	0
15	22	12	7	16
21	2	2	2	0
30	11	6	7	7
45	1	1	1	0
Sin control	4	3	3	3
No consta	11	4	3	0
TOTAL	156	149	139	144

GRÁFICAS.

GRÁFICAS 1-5: MODIFICACIONES DEL KILOVOLTAJE DE LAS INSTALACIONES RADIOLÓGICAS DURANTE LOS CINCO AÑOS DE ESTUDIO.



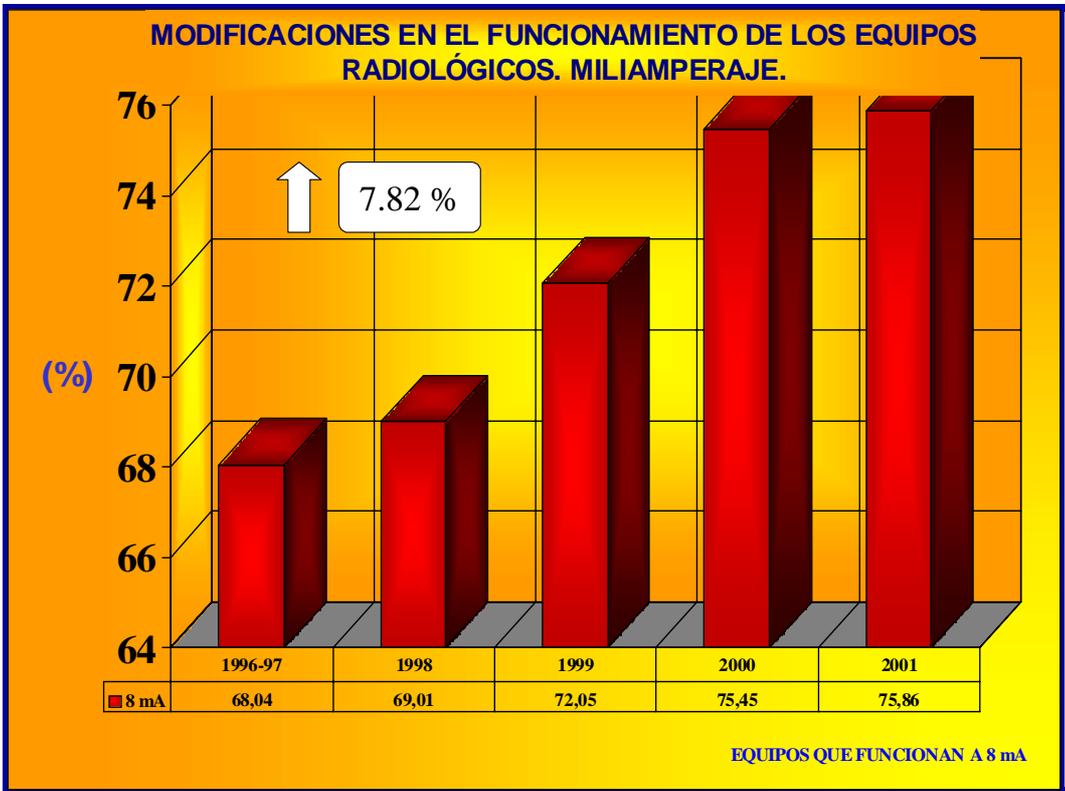
GRÁFICA 6: MODIFICACIONES EN EL FUNCIONAMIENTO DE LOS EQUIPOS RADIOLÓGICOS A 70 KILOVOLTIOS.



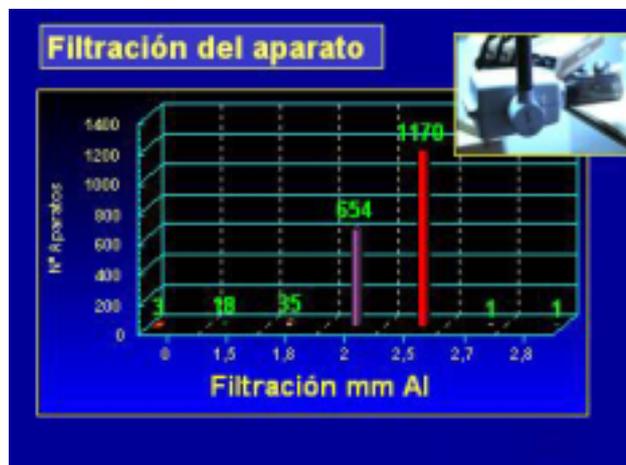
GRÁFICAS 7-11: MODIFICACIONES EN EL MILIAMPERAJE DE LOS EQUIPOS RADIOLÓGICOS DURANTE LOS CINCO AÑOS DE ESTUDIO.



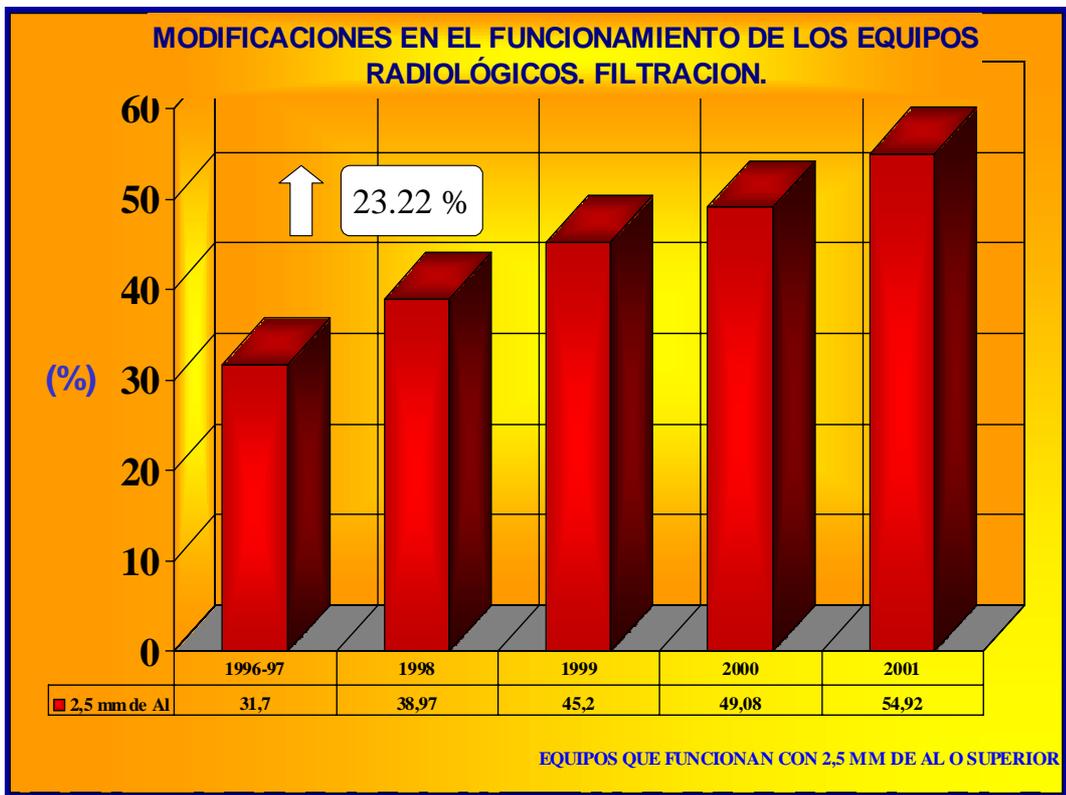
GRÁFICA 12: EVOLUCIÓN EN EL FUNCIONAMIENTO DE LOS EQUIPOS RADIOLÓGICOS A 8 MILIAMPERIOS.



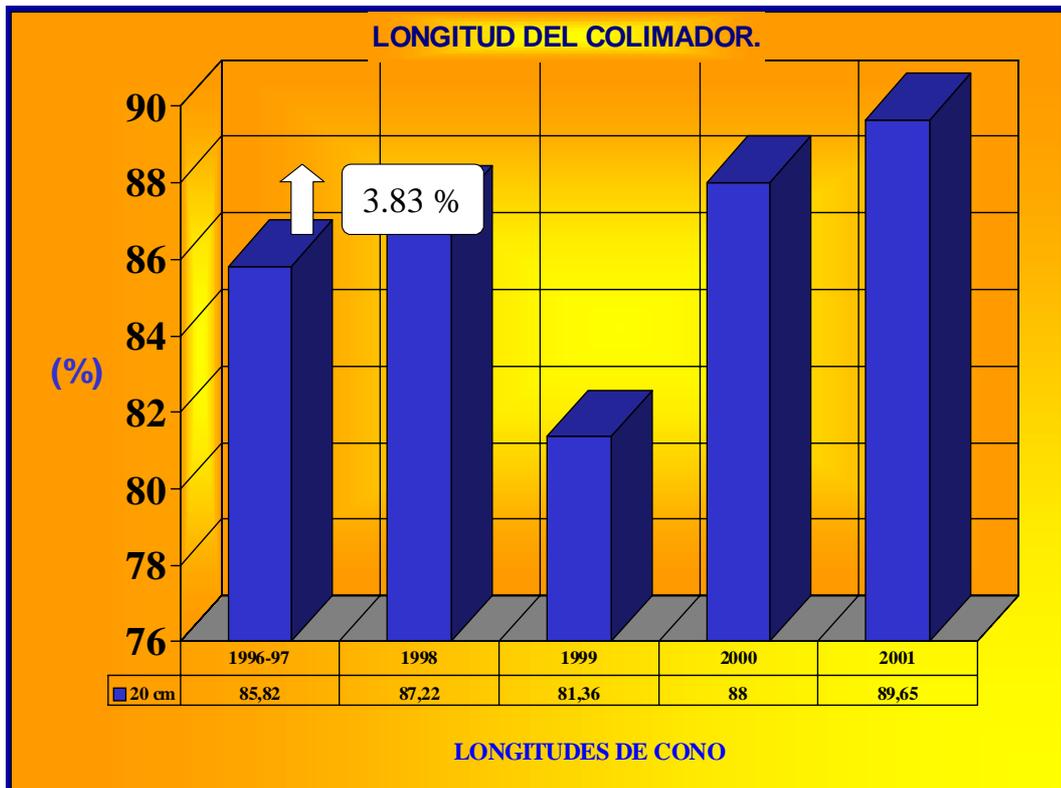
GRÁFICAS 13-17: MODIFICACIONES EN LOS VALORES DE FILTRACIÓN DE LOS EQUIPOS RADIOLÓGICOS DURANTE LOS CINCO AÑOS DE



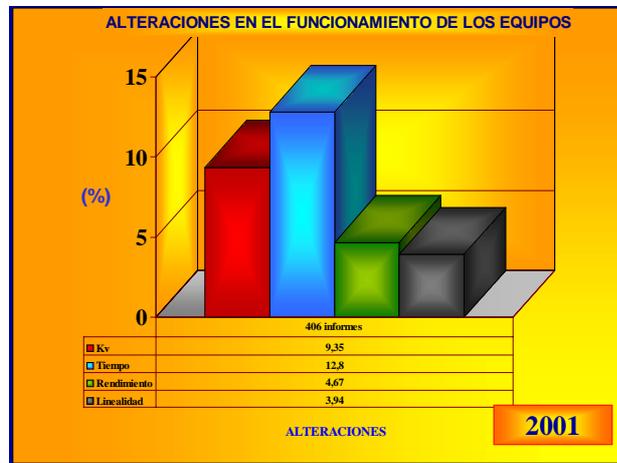
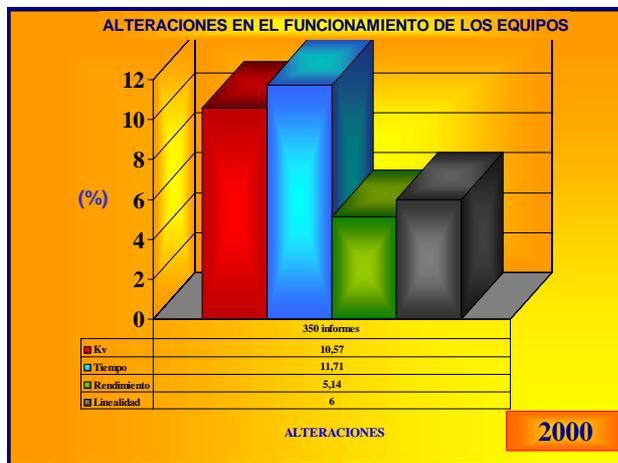
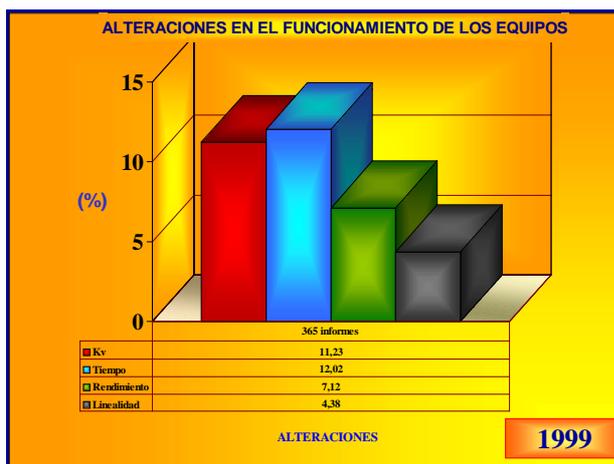
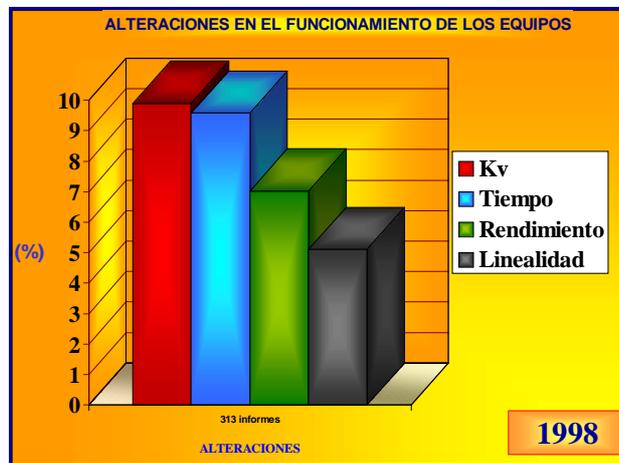
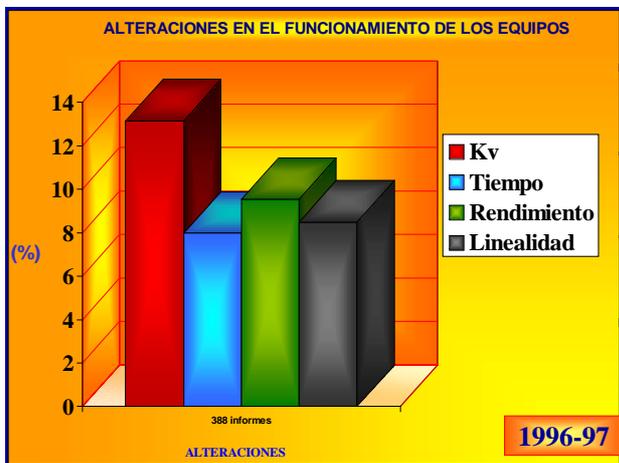
GRÁFICA 18: MODIFICACIONES EN EL FUNCIONAMIENTO DE LOS EQUIPOS RADIOLÓGICOS CON VALORES DE FILTRACIÓN SUPERIORES A 2.5 MM DE Al.



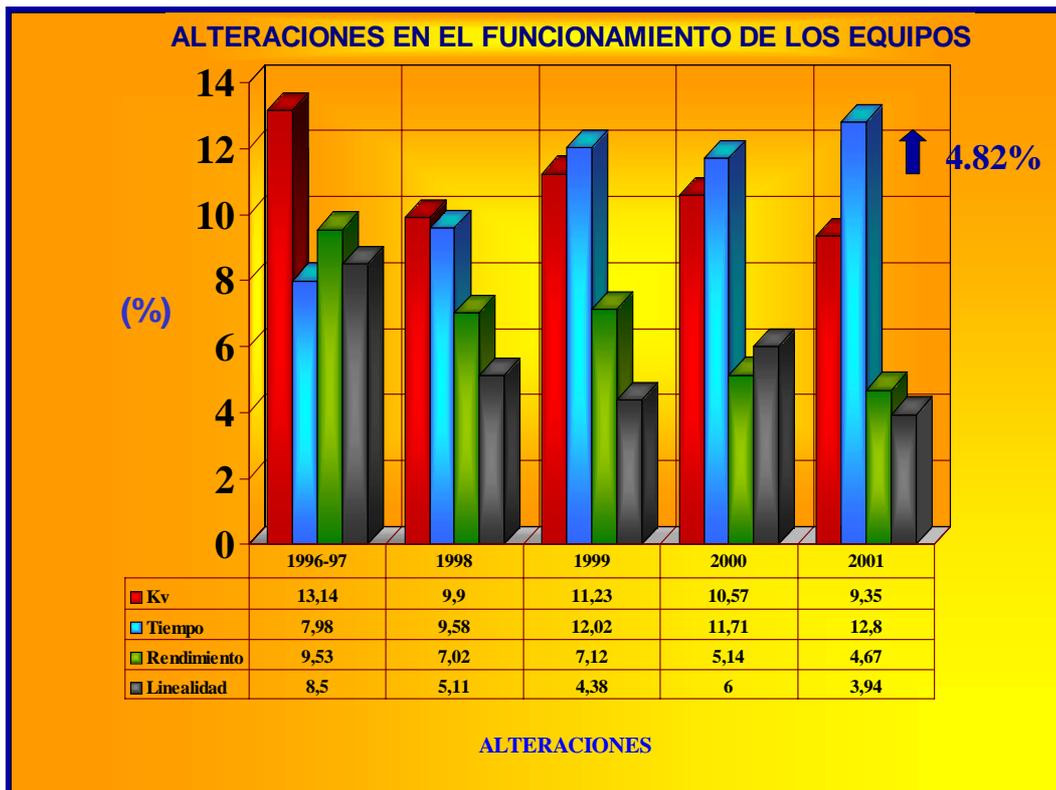
GRÁFICA 24: EVOLUCIÓN EN LA LONGITUD DEL CONO DE LOS EQUIPOS RADIOLÓGICOS A 20 CMS.



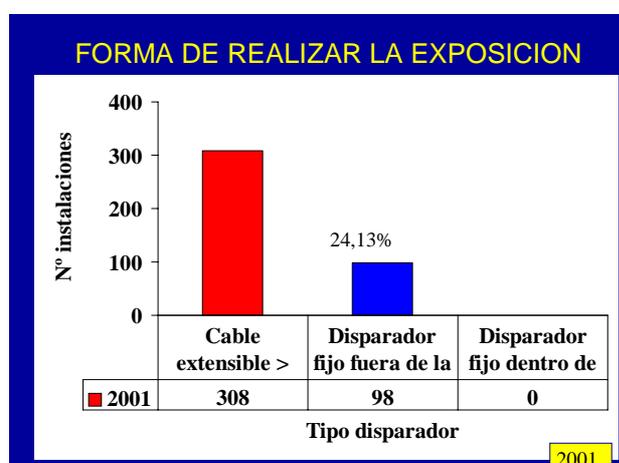
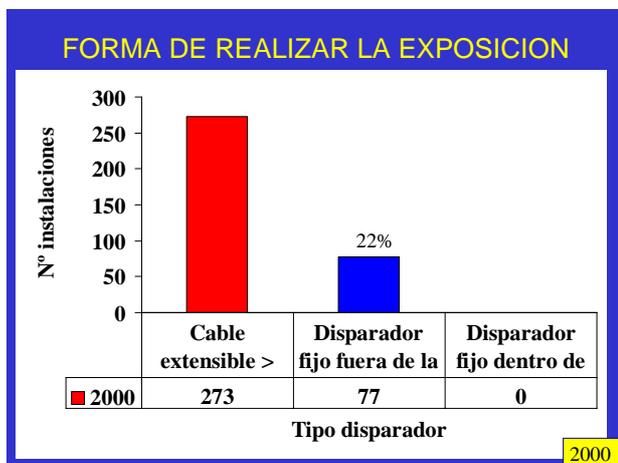
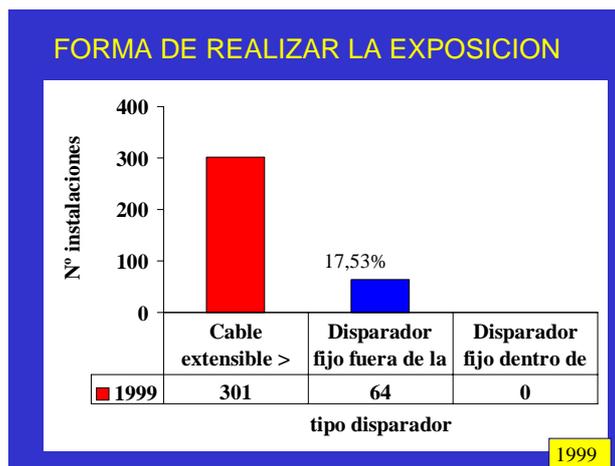
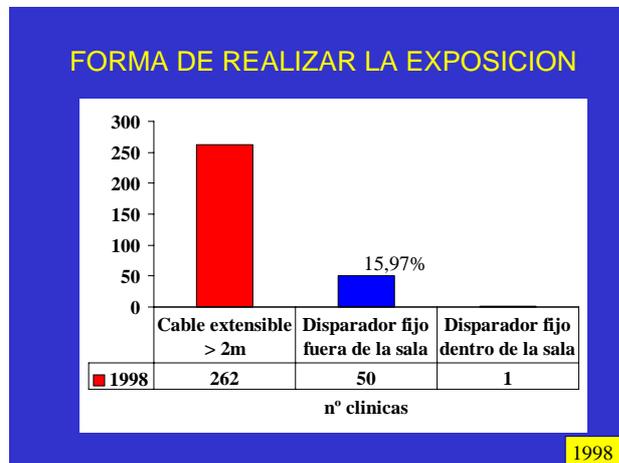
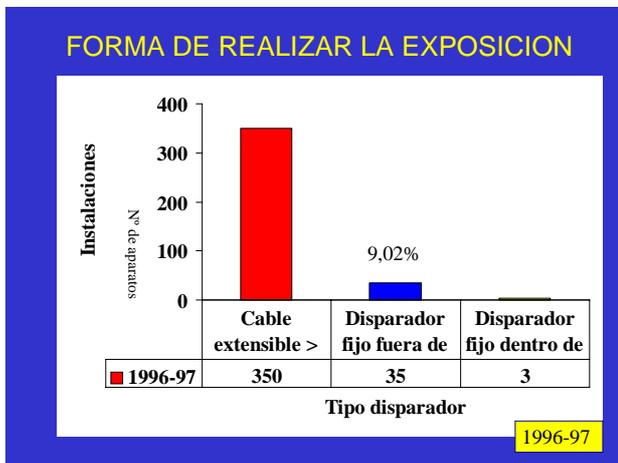
GRÁFICAS 25-29: MODIFICACIONES EN LAS ALTERACIONES PRODUCIDAS EN EL FUNCIONAMIENTO DE LOS EQUIPOS RADIOLÓGICOS DURANTE LOS CINCO AÑOS DE ESTUDIO.



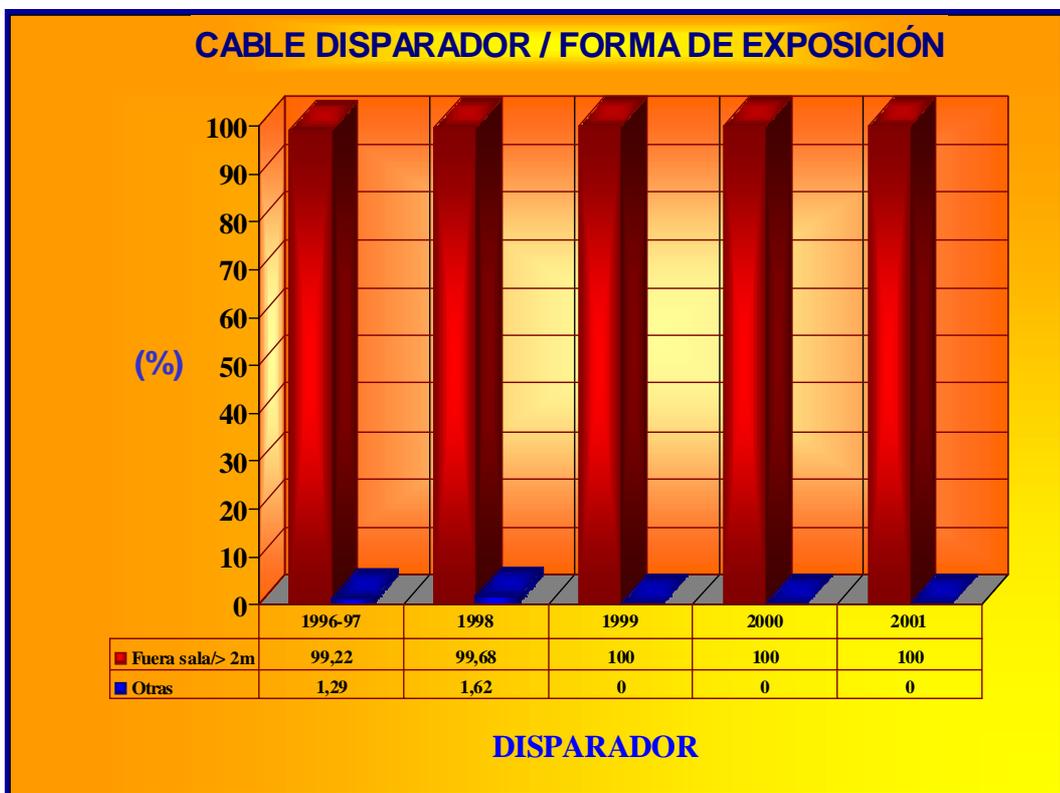
GRÁFICA 30: MODIFICACIONES EN LAS ALTERACIONES PRODUCIDAS EN EL FUNCIONAMIENTO DE LOS EQUIPOS RADIOLÓGICOS.



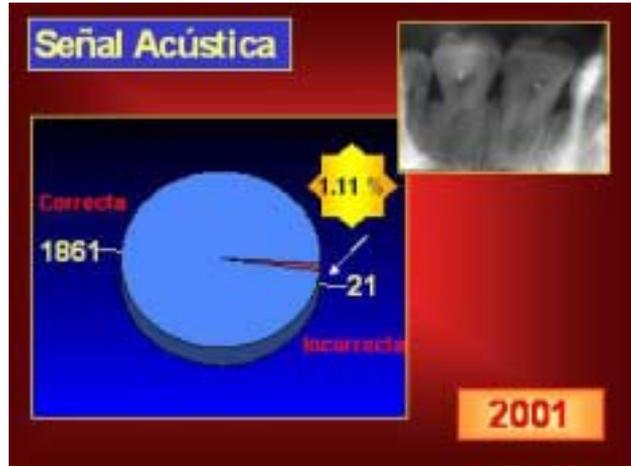
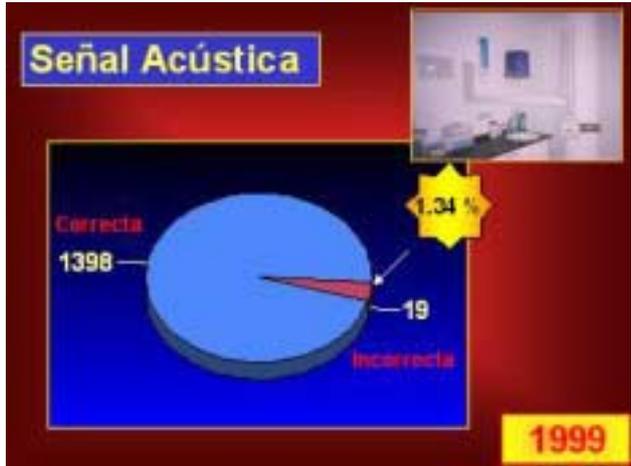
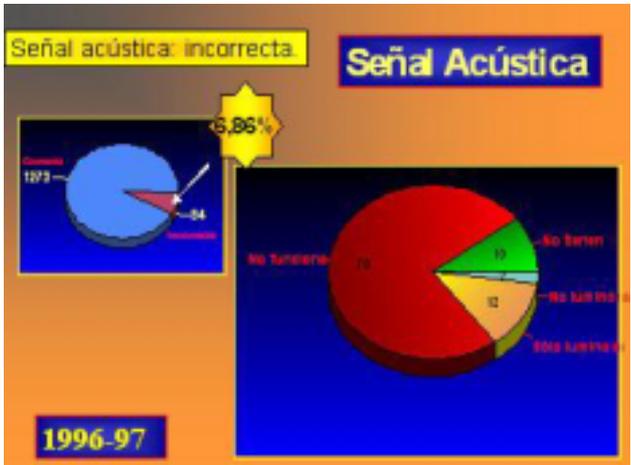
GRÁFICAS 31-35: MODIFICACIONES EN LA FORMA DE REALIZAR LA EXPOSICIÓN DURANTE LOS CINCO AÑOS DE ESTUDIO.



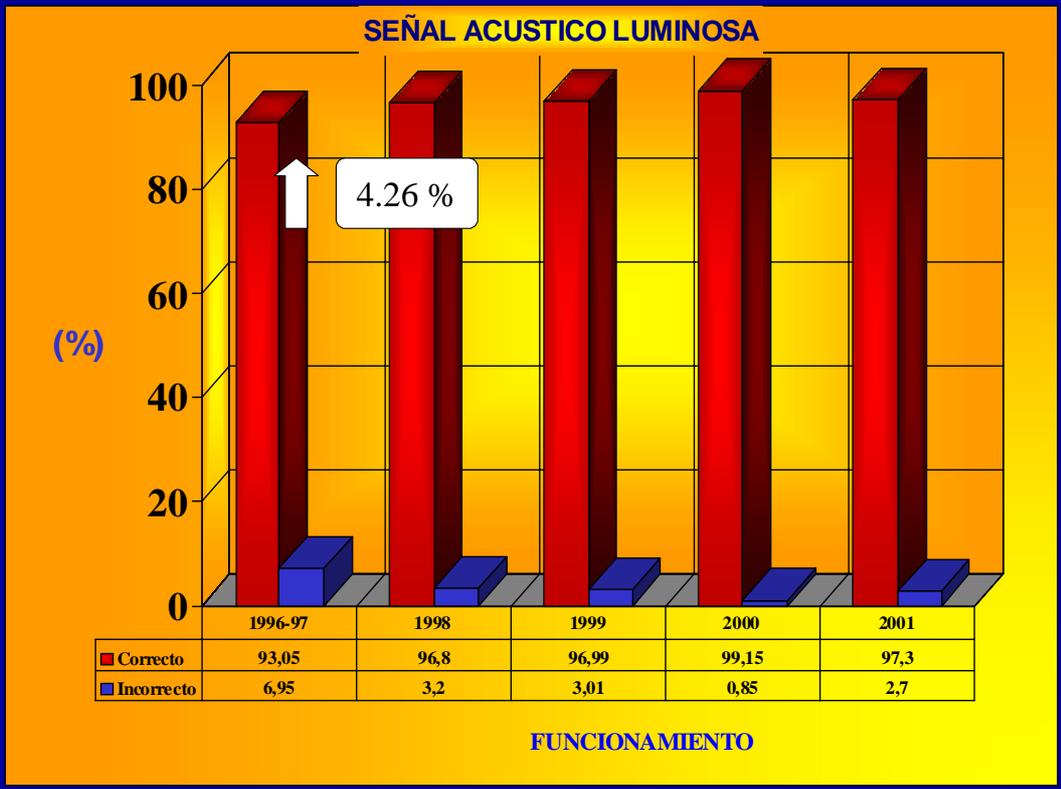
GRÁFICA 36: MODIFICACIONES EN LA FORMA DE REALIZAR LA EXPOSICIÓN DENTRO DE LA SALA DE EXPLORACIÓN.



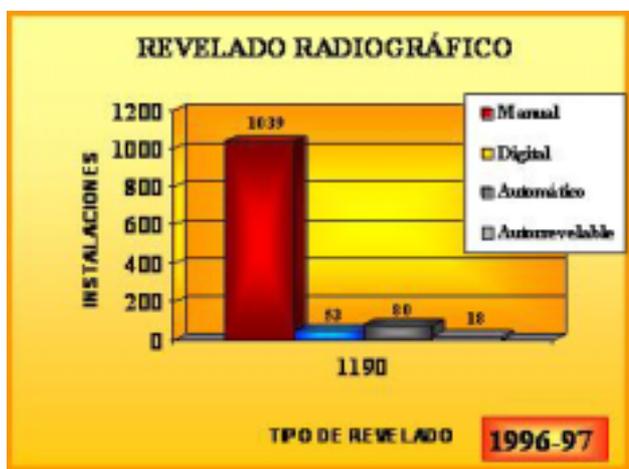
GRÁFICAS 37-41: MODIFICACIONES EN LAS ALTERACIONES PRODUCIDAS EN EL SEÑAL ACÚSTICA-LUMINOSA DE LOS EQUIPOS RADIOLÓGICOS DURANTE LOS CINCO AÑOS DE ESTUDIO.



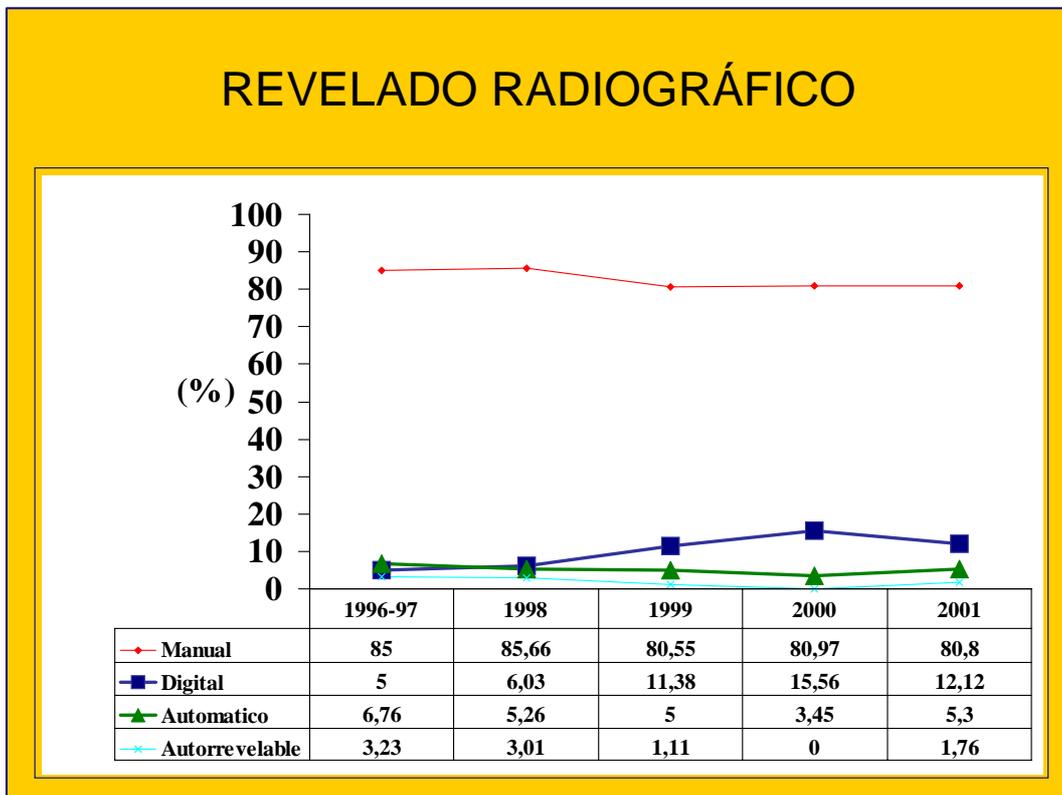
GRÁFICA 42: MODIFICACIONES EN EL FUNCIONAMIENTO DE LOS EQUIPOS QUE PRESENTAN ALTERACIONES EN LA SEÑAL ACÚSTICA-LUMINOSA.



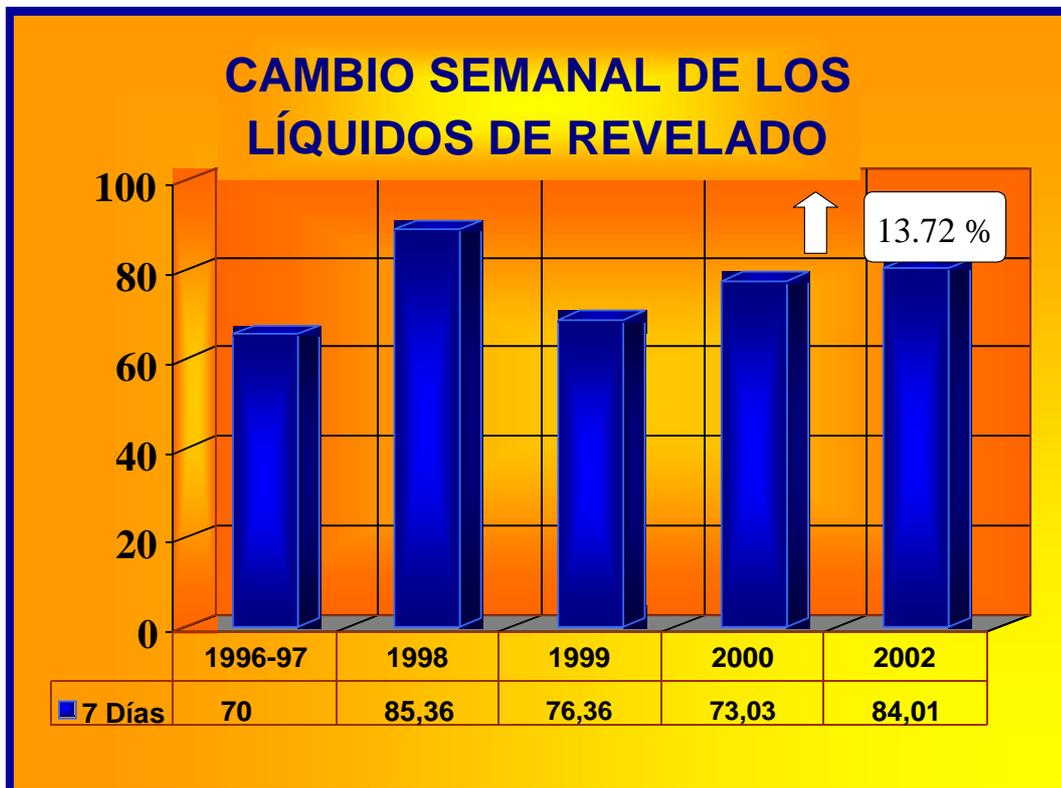
GRÁFICAS 43-47: TIPOS DE REVELADO ENCONTRADOS EN LAS INSTALACIONES RADIOLÓGICAS DENTALES DURANTE LOS CINCO AÑOS DE ESTUDIO.



GRÁFICA 48: MODIFICACIONES EN EL TIPO DE REVELADO RADIOGRÁFICO EMPLEADO DURANTE LOS AÑOS DE ESTUDIO.



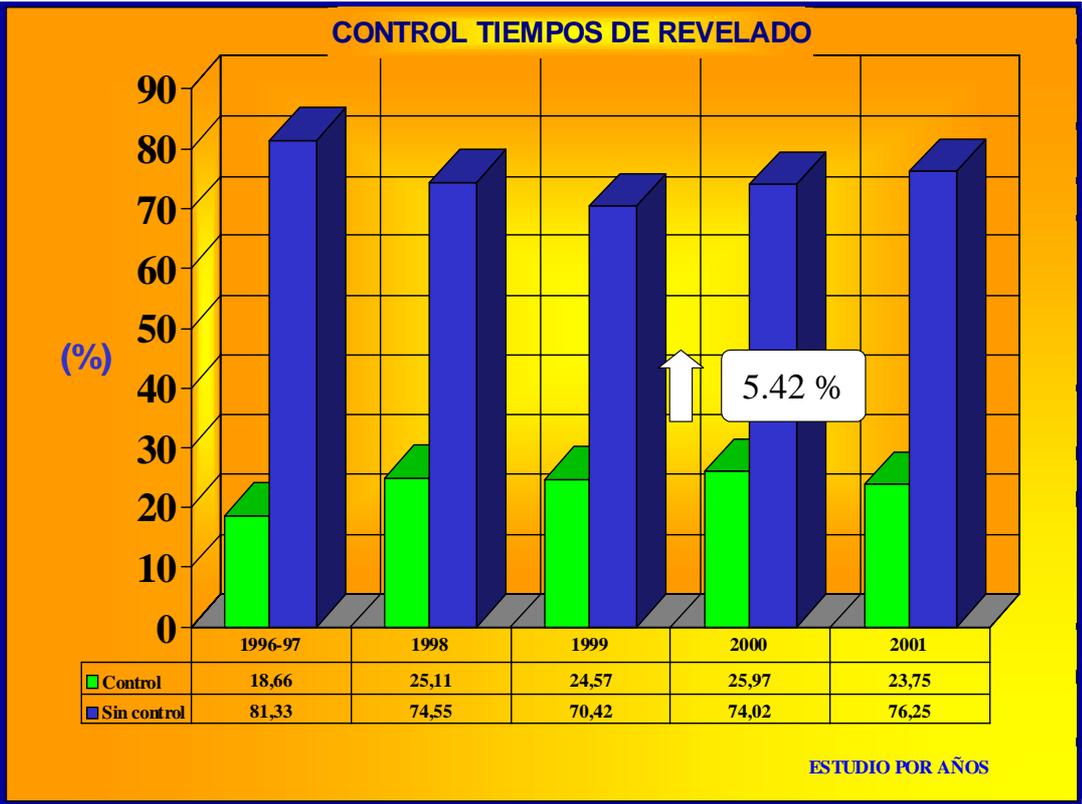
GRÁFICA 49: MODIFICACIONES EN LA FRECUENCIA DE RENOVACIÓN SEMANAL DE LOS LÍQUIDOS DE REVELADO, LAVADO Y FIJADO EMPLEADOS EN EL REVELADO MANUAL DE LAS PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS.



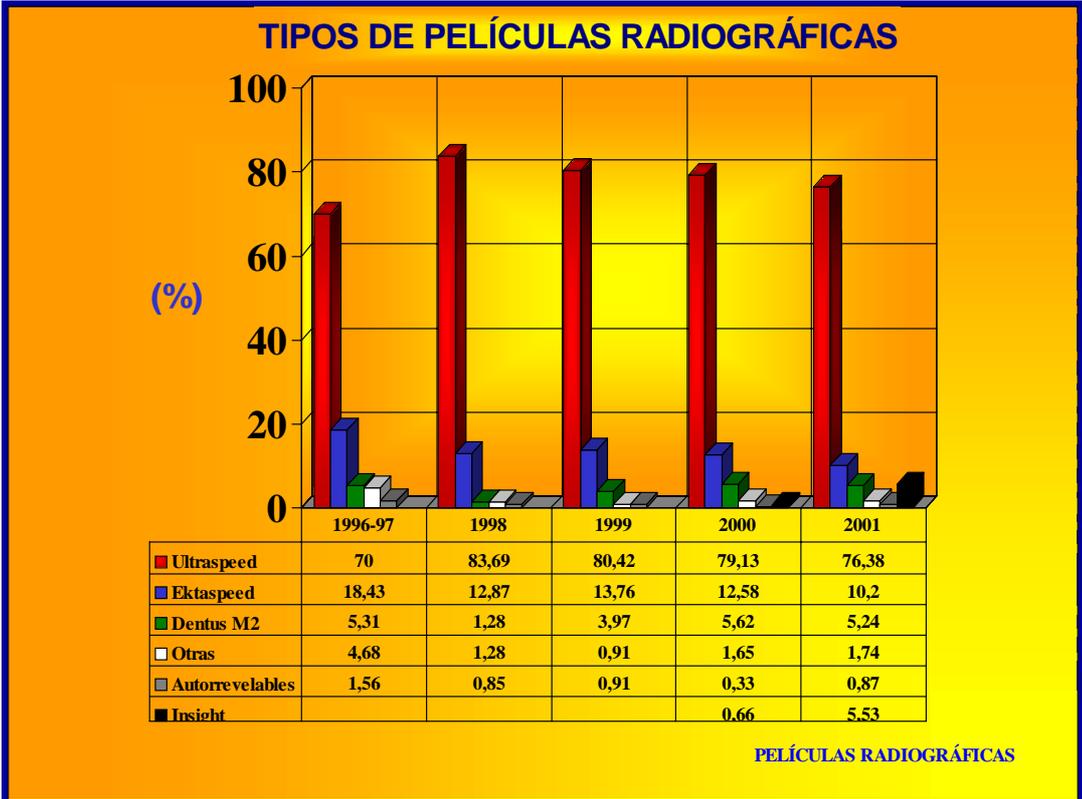
GRÁFICAS 50-54: MODIFICACIONES EN EL CONTROL DEL TIEMPO DE REVELADO, LAVADO Y FIJADO DE LAS PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS REVELADAS MANUALMENTE DURANTE LOS CINCO AÑOS DE ESTUDIO.



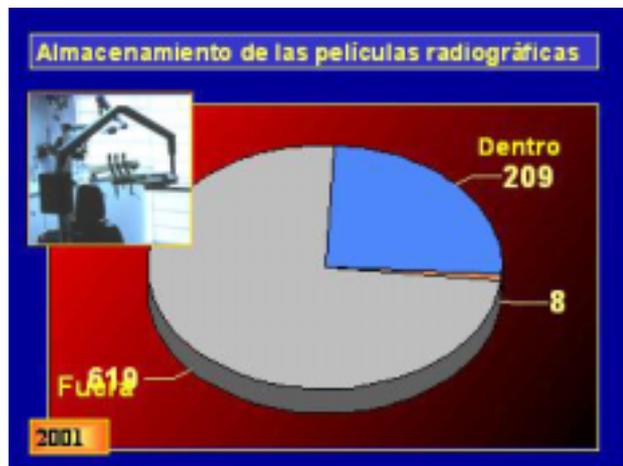
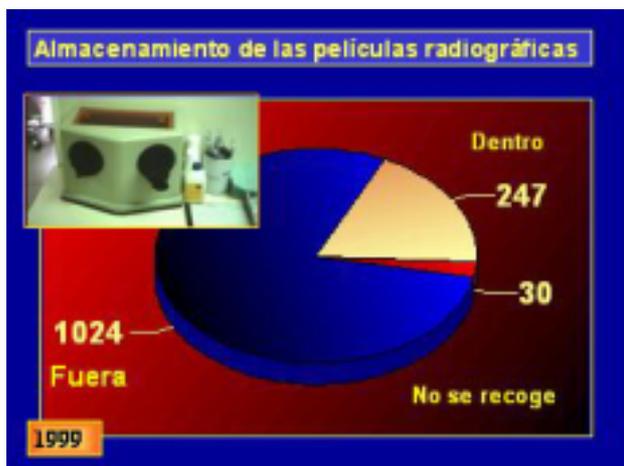
GRÁFICA 55: EVOLUCIÓN EN EL CONTROL DE LOS TIEMPOS DE REVELADO, LAVADO Y FIJADO DE LA PELÍCULA RADIOGRÁFICA.



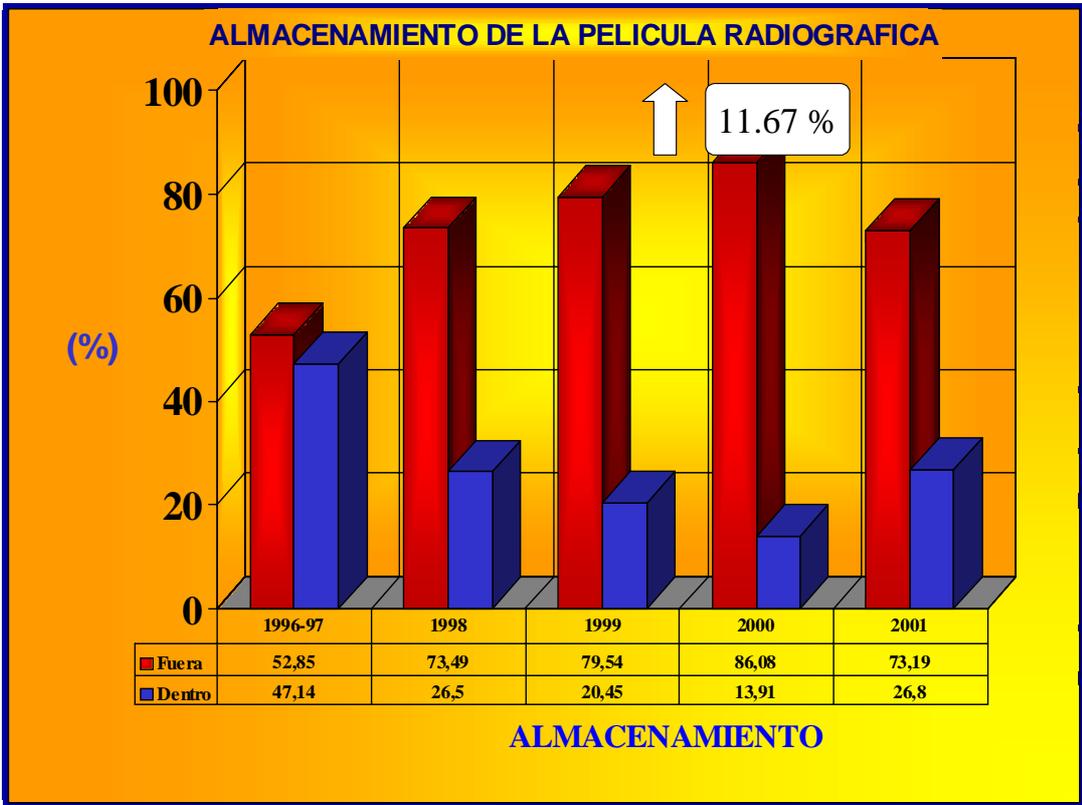
GRÁFICA 56: MODIFICACIONES EN EL EMPLEO DE LOS DISTINTOS TIPOS DE PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS. MANUAL DE LAS PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS.



GRÁFICA 57-61: MODIFICACIONES EN EL ALMACENAMIENTO DE LAS PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS DURANTE LOS AÑOS DE ESTUDIO.



GRÁFICA 62: MODIFICACIONES EN EL ALMACENAMIENTO DE LAS PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS.



GRÁFICAS 63-67: CONTROL DE CADUCIDAD DE LAS PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS DURANTE LOS CINCO AÑOS DE ESTUDIO.

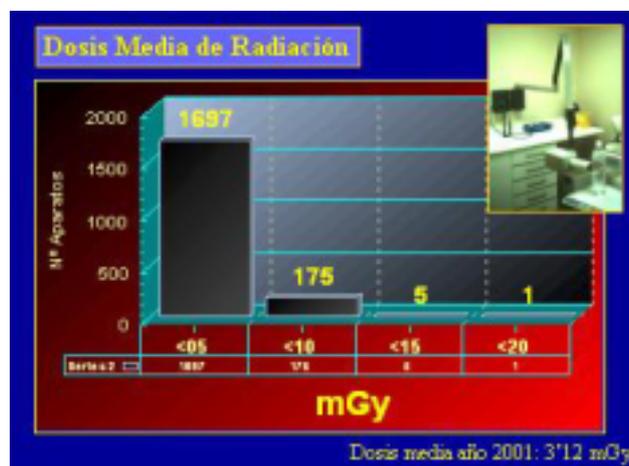
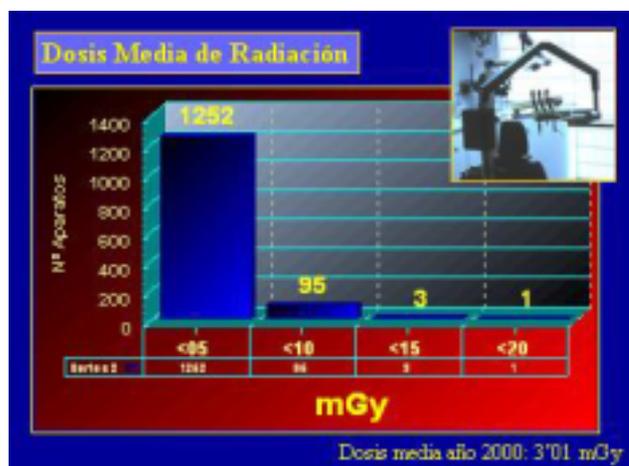
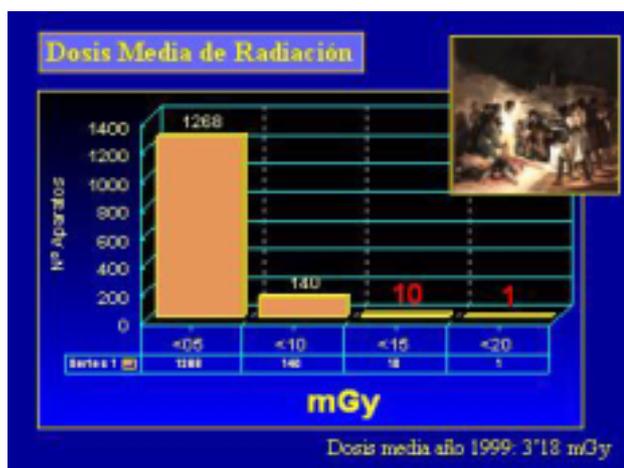
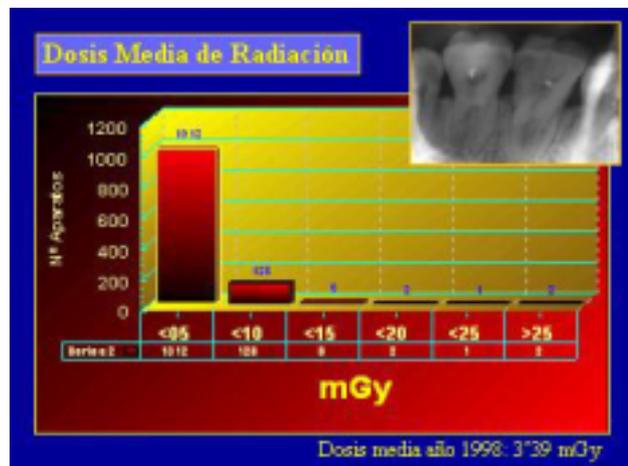
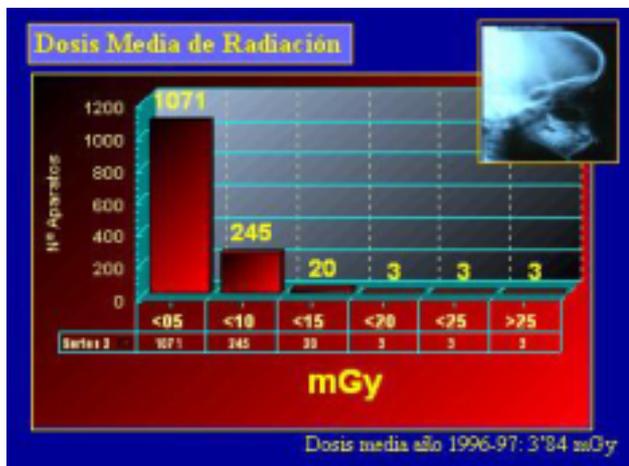


GRÁFICAS 68: EVOLUCIÓN TRAS CINCO AÑOS DE ESTUDIO DEL CONTROL DE CADUCIDAD DE LAS PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS

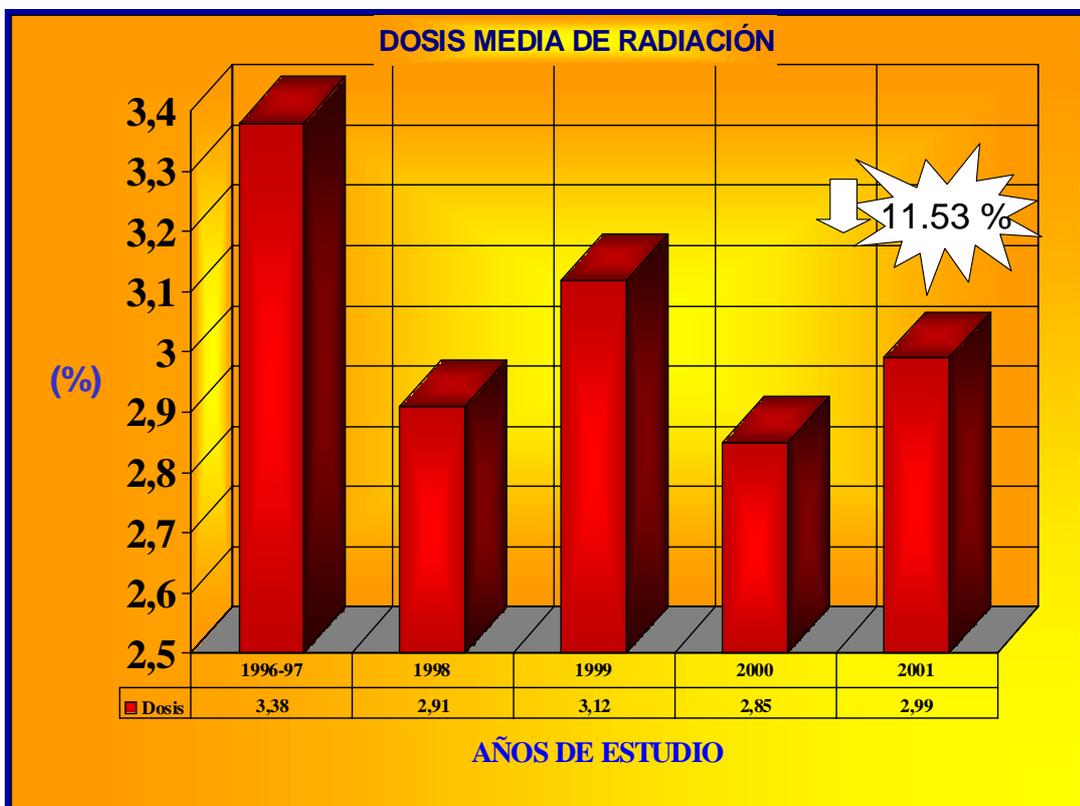
CONTROL DE CADUCIDAD DE LAS PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS

Años	1996-97	1998	1999	2000	2001
Caducadas	7	5	5	3	4
No caducadas	257	233	310	286	338

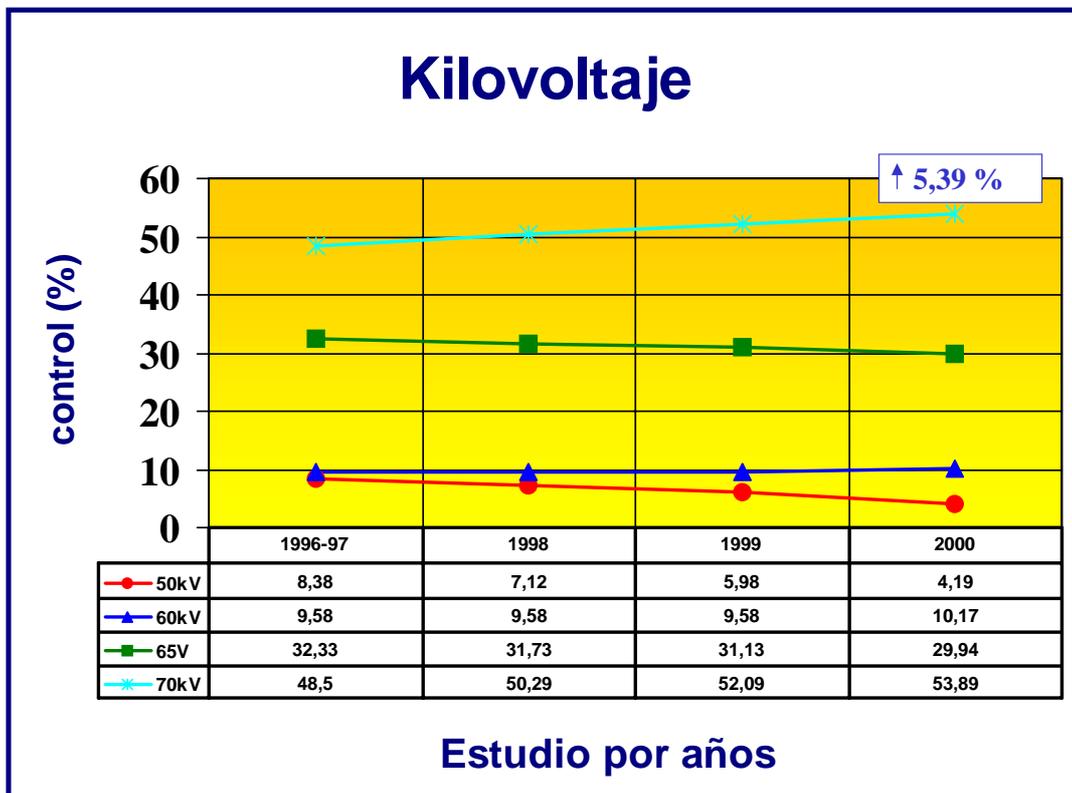
GRÁFICAS 69-73: DOSIS MEDIA DE RADIACIÓN EMPLEADA POR EXPOSICIÓN DURANTE LOS CINCO AÑOS DE ESTUDIO.



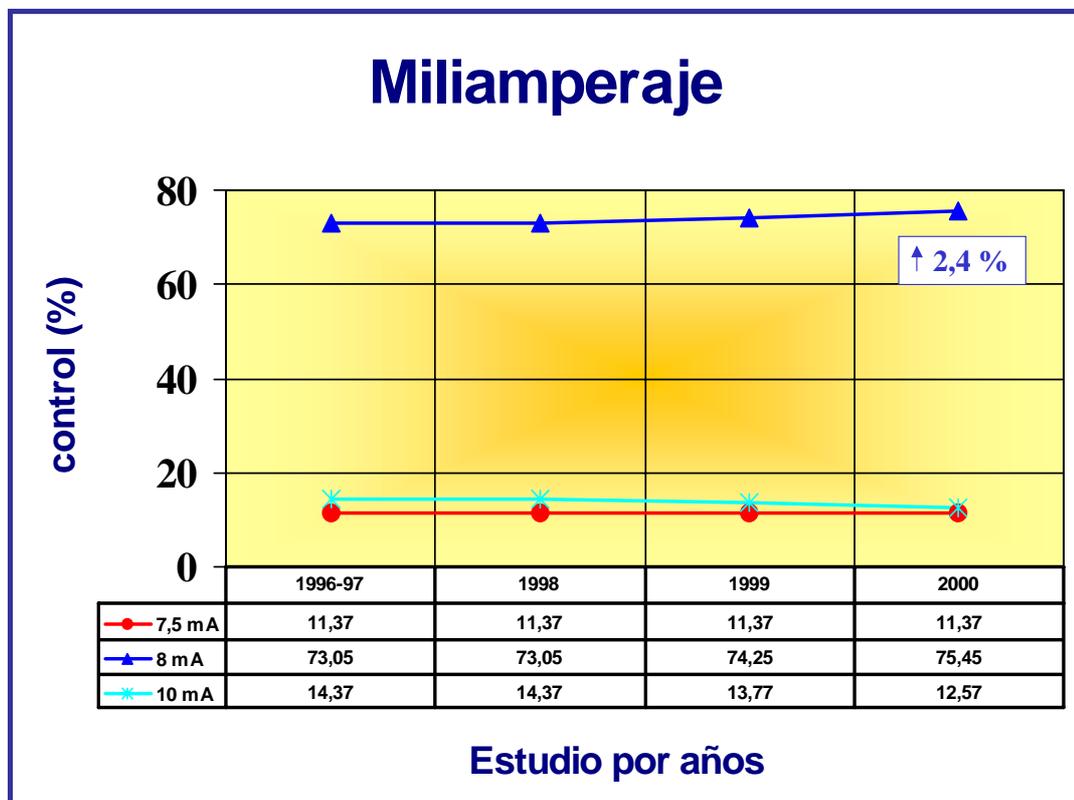
GRÁFICA 74: EVALUACIÓN DE LA DOSIS MEDIA DE RADIACIÓN UTILIZADA DURANTE LOS AÑOS DE ESTUDIO.



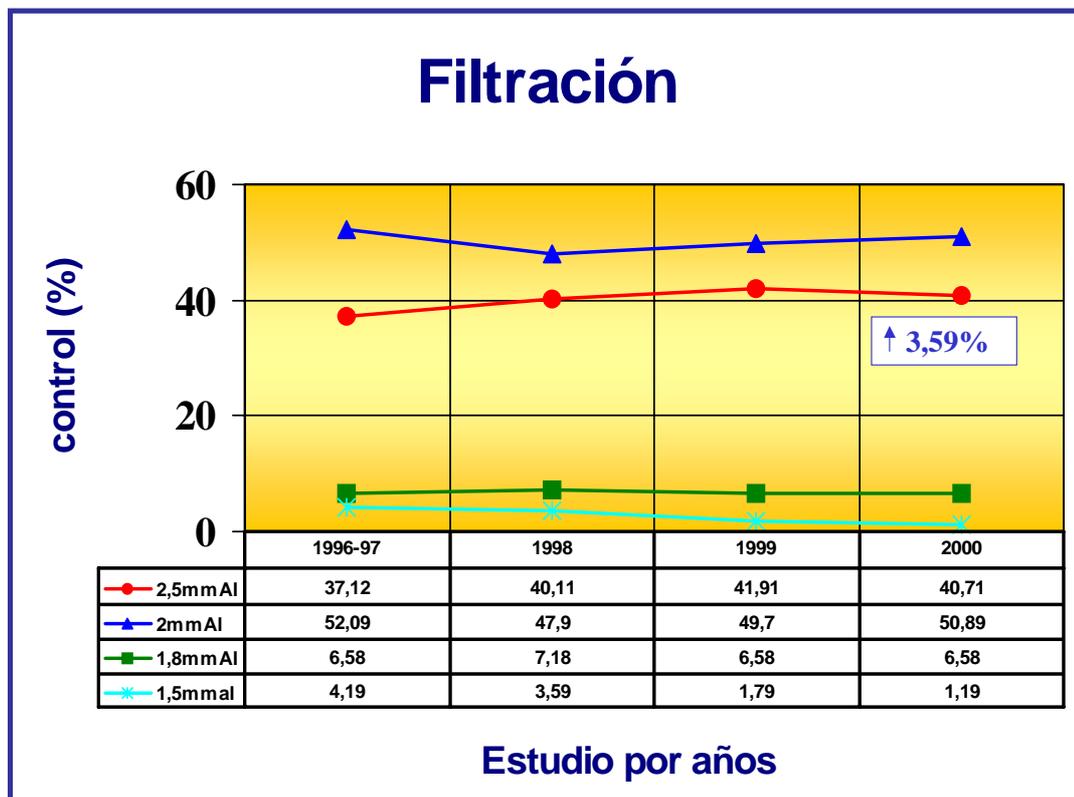
GRÁFICA 74: MODIFICACIÓN EN EL FUNCIONAMIENTO DE EQUIPOS RADIOLÓGICOS QUE FUNCIONEN A 70 KVp. ESTUDIO REALIZADO EN CLÍNICAS DENTALES DE LA COMUNIDAD AUTÓNOMA DE LA REGIÓN DE. MURCIA.



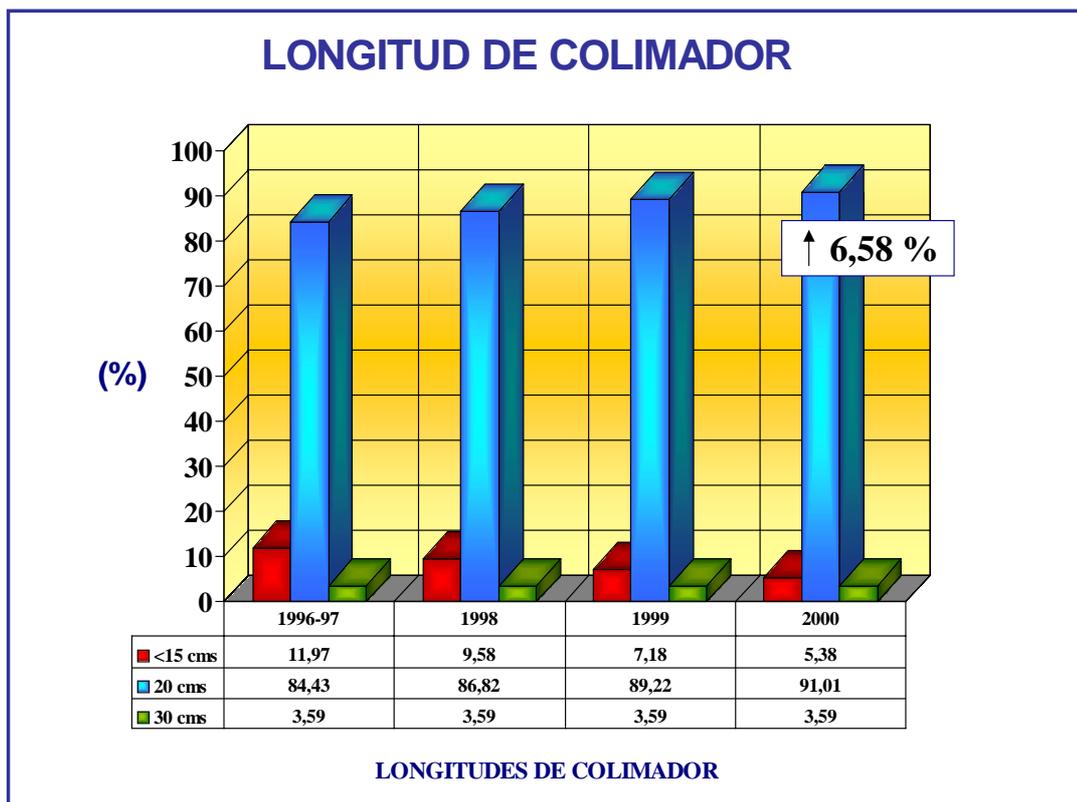
GRÁFICA 75: MODIFICACIÓN EN EL FUNCIONAMIENTO DE EQUIPOS RADIOLÓGICOS QUE FUNCIONAN A 8 MILIAMPERIOS. ESTUDIO REALIZADO EN CLÍNICAS DENTALES DE LA COMUNIDAD AUTÓNOMA DE LA REGIÓN DE. MURCIA.



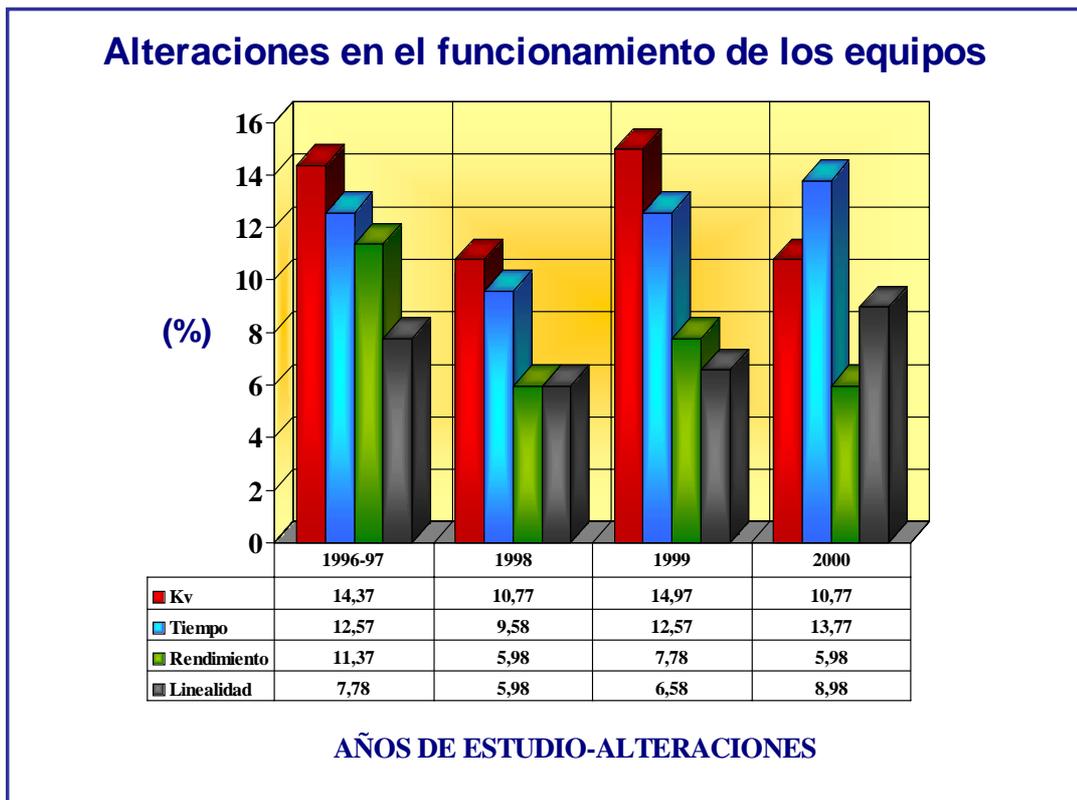
GRÁFICA 76: MODIFICACIÓN EN EL FUNCIONAMIENTO DE EQUIPOS RADIOLÓGICOS QUE FUNCIONAN CON VALORES DE FILTRACIÓN IGUAL O SUPERIOR A 2.5 MM DE AL. ESTUDIO REALIZADO EN CLÍNICAS DENTALES DE LA COMUNIDAD AUTÓNOMA DE LA REGIÓN DE. MURCIA.



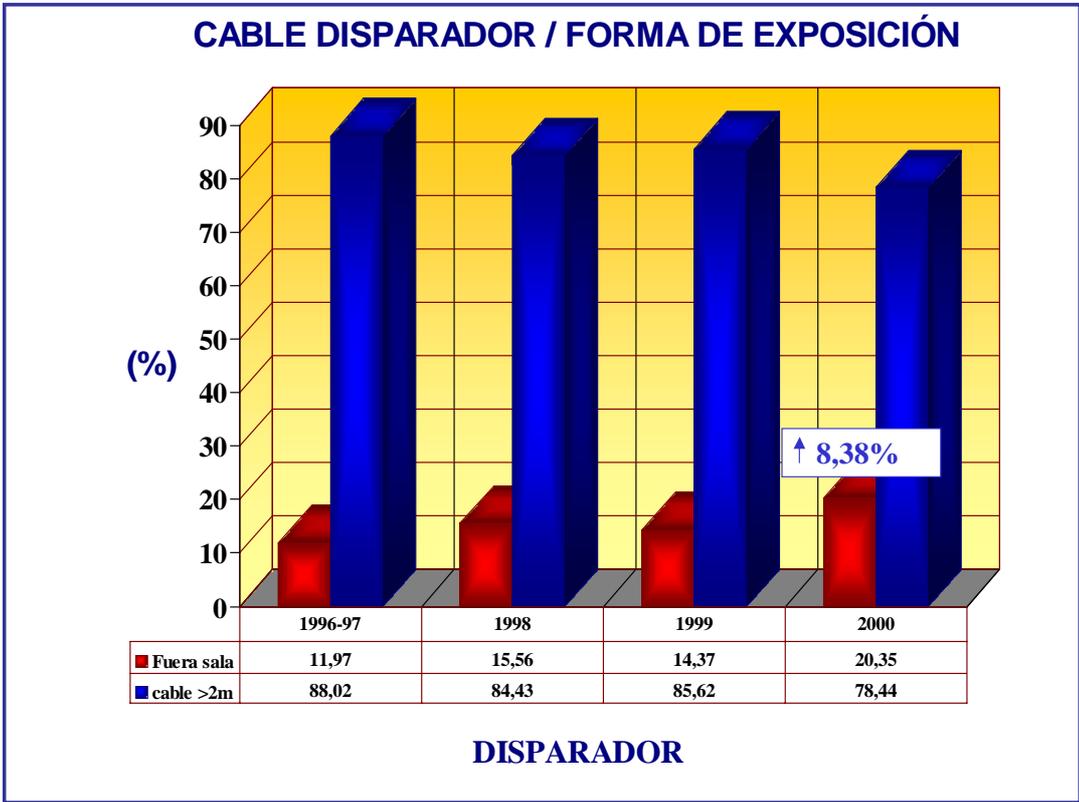
GRÁFICA 77: MODIFICACIÓN EN EL FUNCIONAMIENTO DE EQUIPOS RADIOLÓGICOS QUE DISPONEN DE LONGITUDES DE COLIMADOR DE 20 CM. ESTUDIO REALIZADO EN CLÍNICAS DENTALES DE LA COMUNIDAD AUTÓNOMA DE LA REGIÓN DE. MIIRCIA



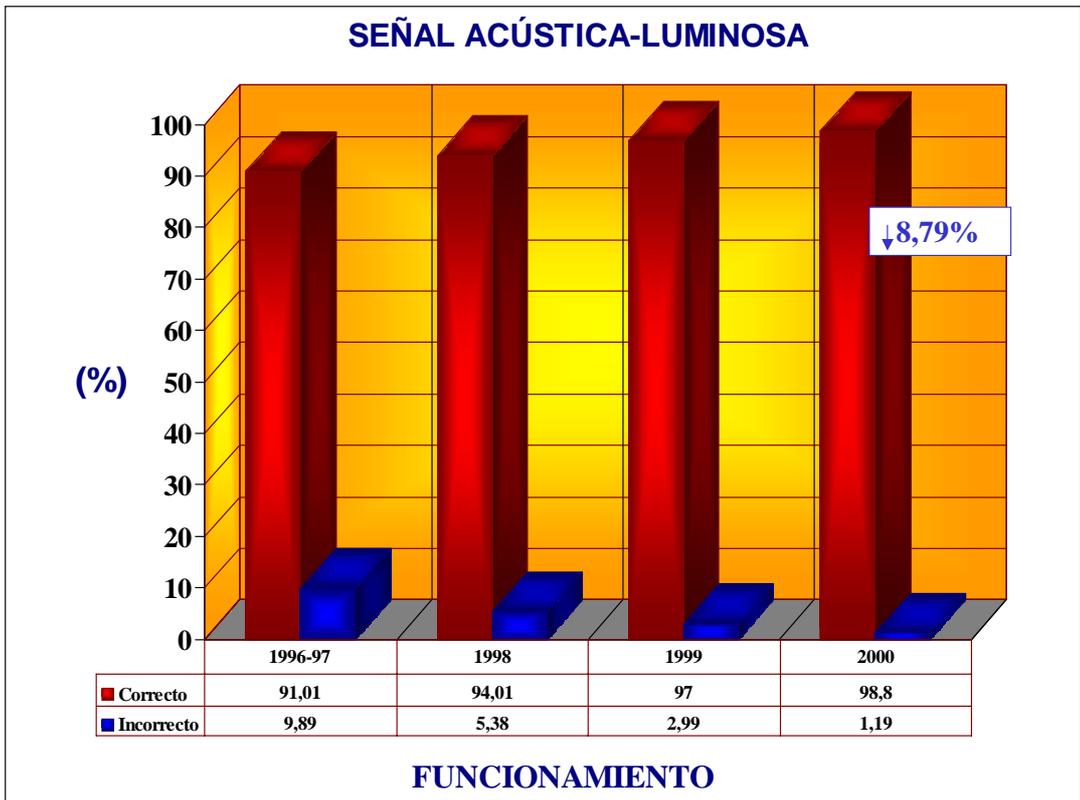
GRÁFICA 78: MODIFICACIÓN EN LAS ALTERACIONES DEL FUNCIONAMIENTO DE EQUIPOS RADIOLÓGICOS PERTENECIENTES A LA COMUNIDAD AUTÓNOMA DE LA REGIÓN DE LA COMUNIDAD DE MURCIA DURANTE LOS CUATRO AÑOS DE ESTUDIO



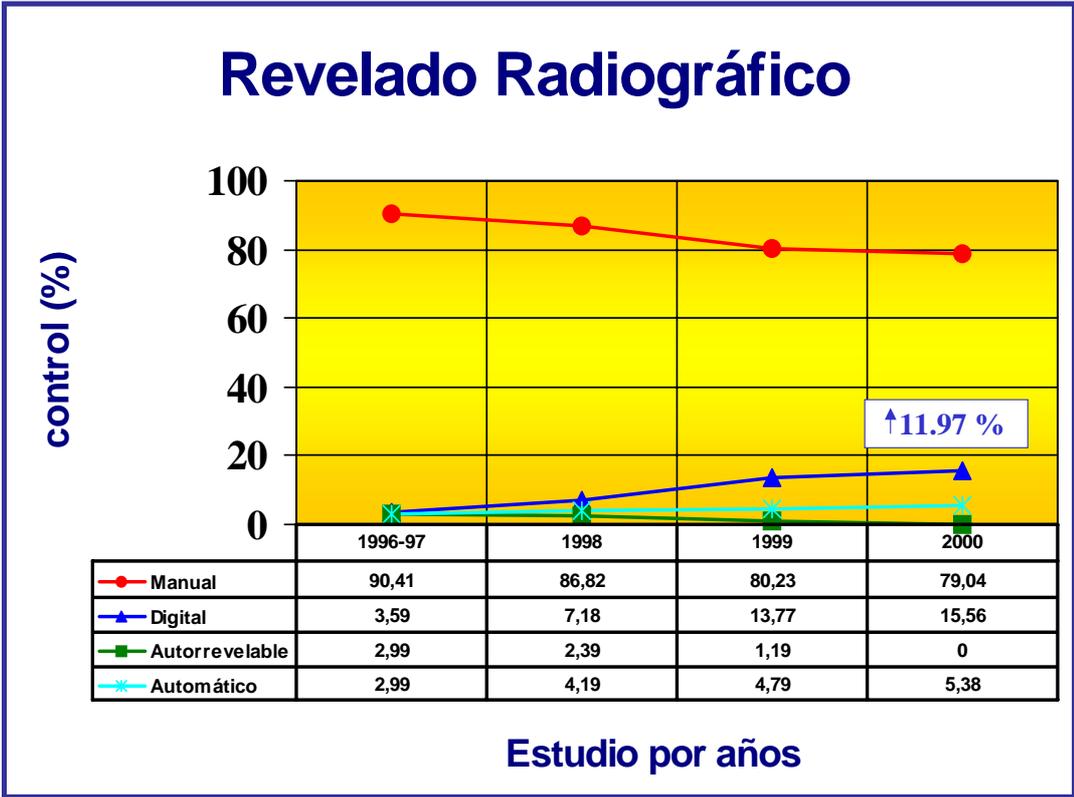
GRÁFICA 79: EVOLUCIÓN OBSERVADA EN LA FORMA DE REALIZAR EL DISPARO DURANTE LOS CUATRO AÑOS DE ESTUDIO. COMUNIDAD AUTÓNOMA DE LA REGIÓN DE MURCIA.



GRÁFICA 80: MODIFICACIÓN EN EL FUNCIONAMIENTO DE EQUIPOS RADIOLÓGICOS QUE PRESENTAN ALTERACIONES EN LA SEÑAL ACÚSTICA Y LUMINOSA. ESTUDIO REALIZADO EN CLÍNICAS DENTALES DE LA COMUNIDAD AUTÓNOMA DE LA REGIÓN DE. MURCIA.



GRÁFICA 81: MODIFICACIÓN EN EL TIPO DE REVELADO DE LA PELÍCULA RADIOGRÁFICA DURANTE LOS CUATRO AÑOS DE ESTUDIO REALIZADOS A INSTALACIONES DENTALES PERTENECIENTES A LA COMUNIDAD AUTÓNOMA DE LA REGIÓN DE MURCIA.

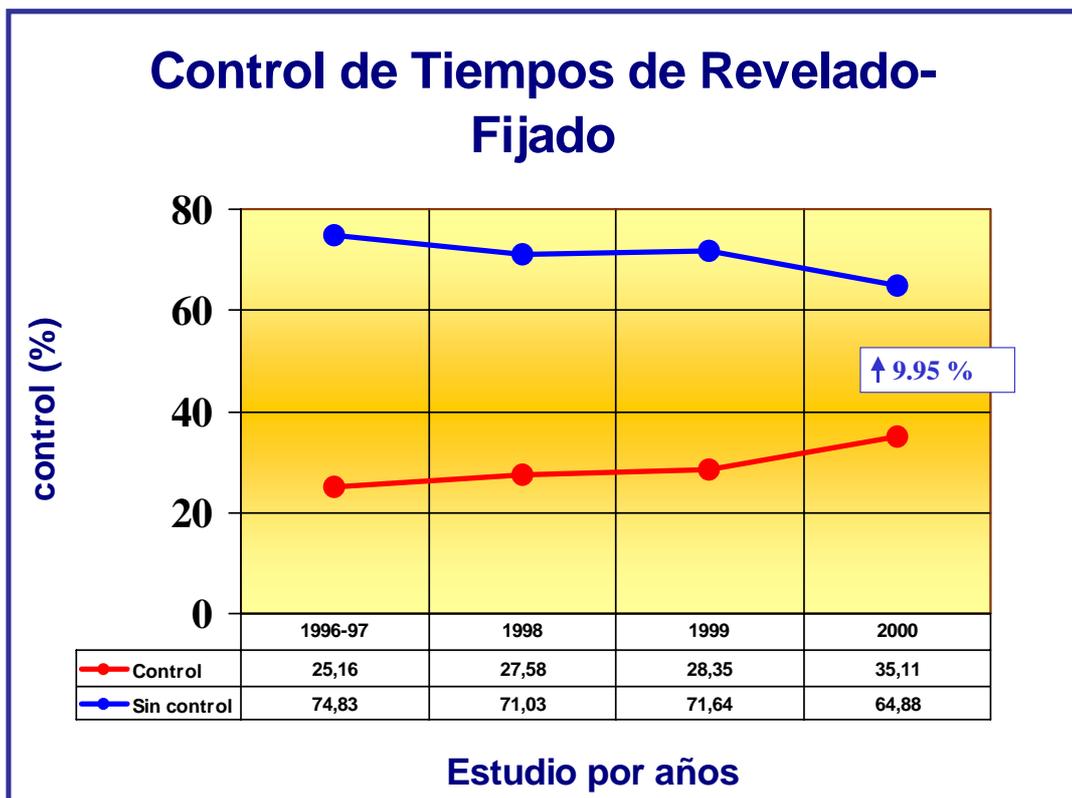


GRÁFICA 82: MODIFICACIÓN EN LA TEMPERATURA DE LOS LÍQUIDOS DE REVELADO, LAVADO Y FIJADO DURANTE LOS CUATRO AÑOS DE ESTUDIO.

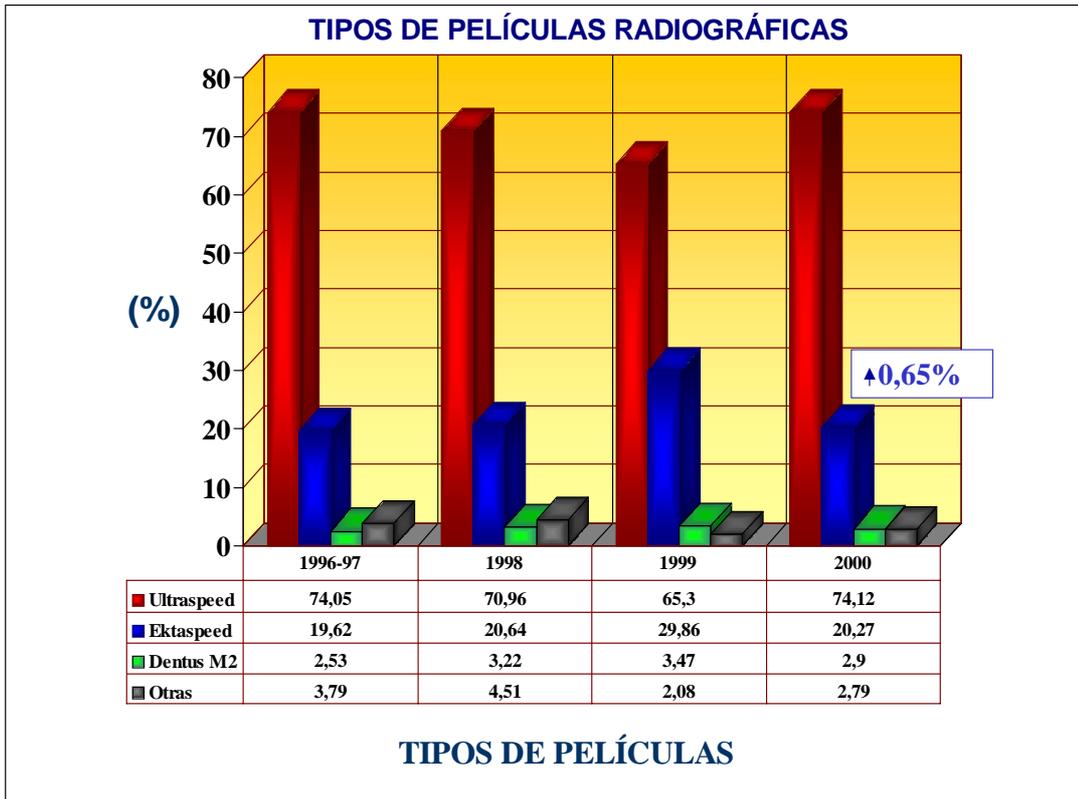
Temperatura de los líquidos de revelado

Años	1996-97	1998	1999	2000
Ambiente	149	143	134	129
Calor	2	2	0	2

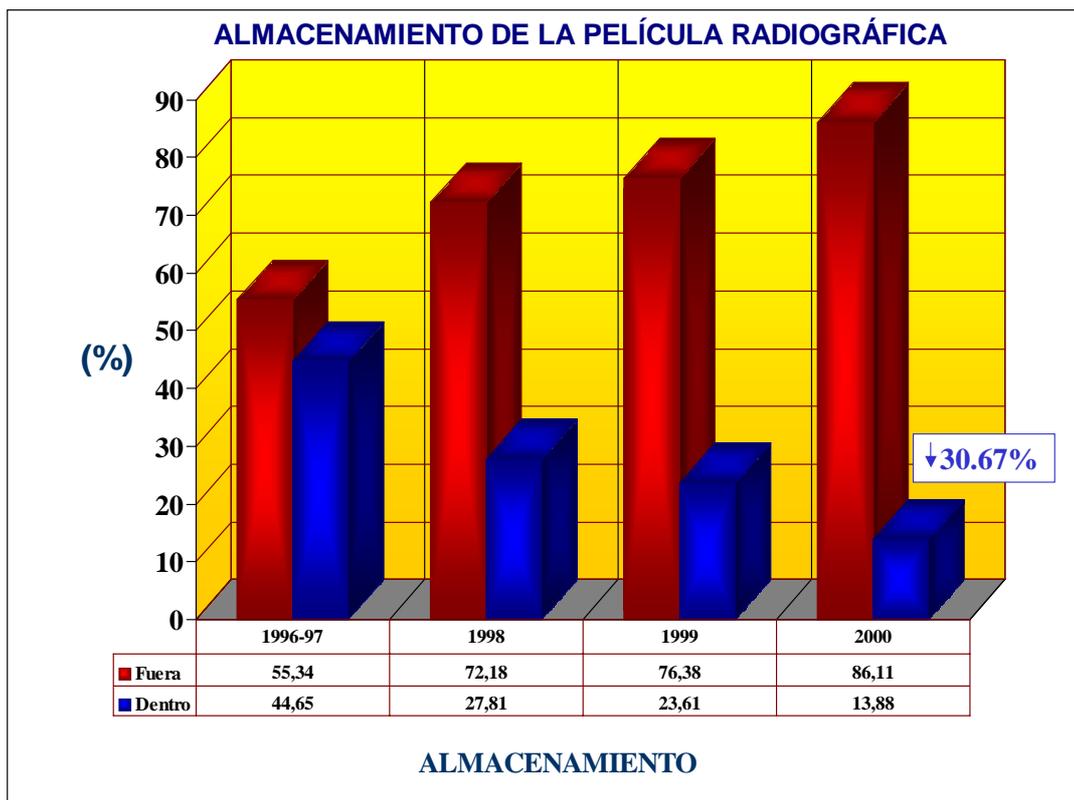
GRÁFICA 83: MODIFICACIÓN EN EL CONTROL DE LOS TIEMPOS DE REVELADO, LAVADO Y FIJADO DE LAS PELÍCULAS RADIOGRÁFICAS REVELADAS MANUALMENTE DURANTE LOS CUATRO AÑOS DE ESTUDIO.



GRÁFICA 84: MODIFICACIÓN EN EL TIPO DE PELÍCULA RADIOGRÁFICA EMPLEADA EN LAS INSTALACIONES RADIOLÓGICAS DENTALES PERTENECIENTES A LA COMUNIDAD AUTÓNOMA DE LA REGIÓN DE MURCIA.



GRÁFICA 85: MODIFICACIÓN EN EL ALMACENAMIENTO DE LA PELÍCULA RADIOGRÁFICA EN LA CLÍNICA DENTAL. EVALUACIÓN TRAS CUATRO AÑOS DE ESTUDIO EN INSTALACIONES DENTALES UBICADAS EN LA COMUNIDAD AUTÓNOMA DE LA REGIÓN DE MURCIA.

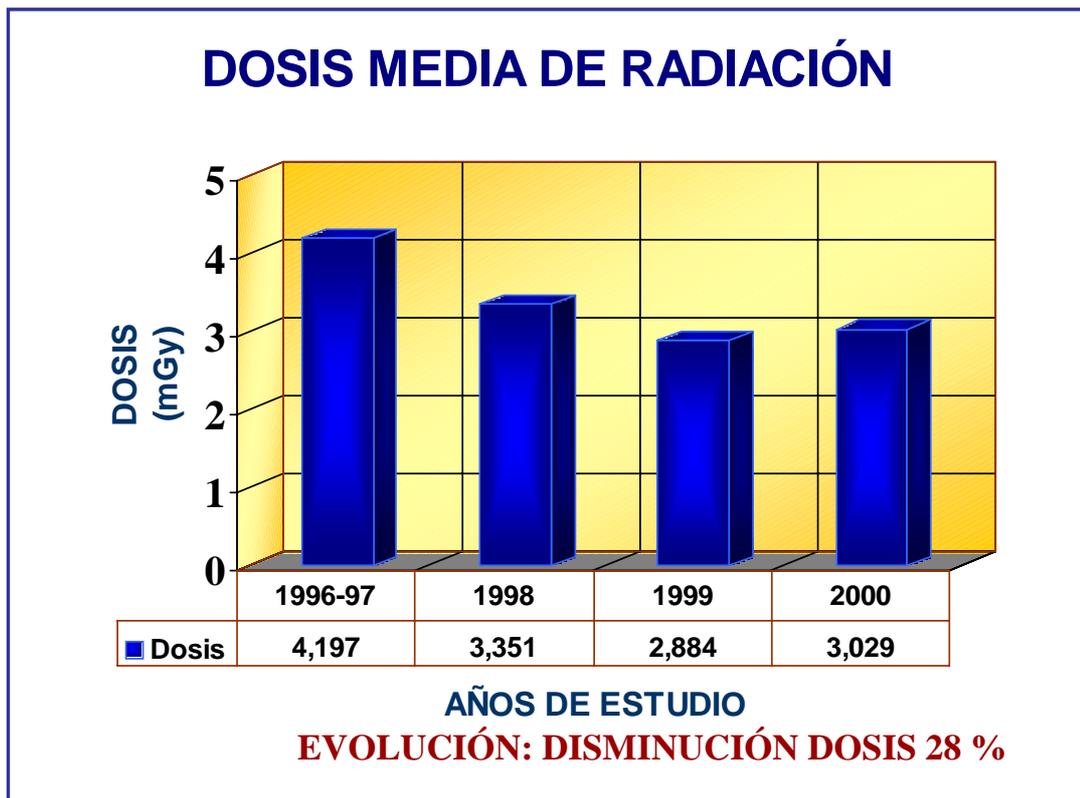


GRÁFICA 86: MODIFICACIÓN EN EL CONTROL DE LA CADUCIDAD DE LA PELÍCULA RADIOGRÁFICA EMPLEADA EN INSTALACIONES DE LA COMUNIDAD AUTÓNOMA DE LA REGIÓN DE MURCIA. EVALUACIÓN TRAS CUATRO AÑOS DE ESTUDIO

Caducidad de las películas radiográficas

Años	1996-97	1998	1999	2000
Caducada	5	4	2	2
No caducada	161	156	144	140

GRÁFICA 87: EVOLUCIÓN DE LAS DOSIS MEDIAS ADMINISTRADAS TRAS CUATRO AÑOS DE ESTUDIO.



X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

X. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

1. AAPM (American Association of Physicists in Medicine). (1990).- Standardized Methods for Measuring Diagnostic X-Ray Exposures. Report N° 31 (New York: American Institute of Physics).
2. AAPM (American Association of Physicists in Medicine). (1999).- Practical Digital Imaging and PACS, Monograph N°. 25.
3. ABBOTT, P. (2000).- Are dental radiographs safe?. Aust Dent J., 45(3):208-13.

4. ABREU, M. JR.; MOL, A. y LUDLOW, J. B. (2001).- Performance of RVG sensor and Kodak Ektaspeed Plus film for proximal caries detection. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 91(3):381-5.
5. ADA. (1998).- Council on Dental Material, Instruments and Equipment. Recomendations in radiographic practices: an update. *JADA.*, 18:115-7.
6. ALCARAZ, M.; MARTÍNEZ-BENEYTO, Y. y VELASCO, E. (1999a).- Control de calidad en instalaciones de radiodiagnóstico dental. *Revista Europea de Odontoestomatología.*, 11:265-274.
7. ALCARAZ, M.; MARTÍNEZ-BENEYTO, Y. y VELASCO, E. (1999b).- Control de calidad en instalaciones de radiodiagnóstico dental. I Jornadas Universitarias de Protección Radiológica en Radiodiagnóstico. Málaga. Libro de resúmenes p.54.
8. ALCARAZ, M.; JODAR-PORLAN, S.; MARTÍNEZ-BENEYTO, Y.; VELASCO, E.; CHIVA-GARCÍA, F. (2000).- La radiología panorámica en el radiodiagnóstico dental. *Revista Europea de Odontoestomatología.*, 12(5):263-270.
9. ALCARAZ, M. (2001).- Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico médico. Universidad de Murcia. Murcia.
10. ARAKI, K.; ENDO, A. y OKANO, T. (2000).- An objective comparison of four digital intraoral radiographic systems: sensitometric properties and resolution. *Dentomaxillofac Radiol.*, 29(2):76-80.
11. ARNOLD, L. V. (1983).- The Radiographic Detection of Initial Carious Lesions on the Proximal Surfaces of Teeth Stafleu & Tholen, Brussels, p. 93-147.
12. BEIDEMAN, R. W.; JOHNSON, O. N. y ALCOX, R. W. (1976).- A study to develop a rating system and evaluate dental radiographs submitted to a third party carrier. *J. Am. Dent. Assoc.*, 93:1010-1013.
13. BEIDEMAN, R. W.; PETTIGREW, J. C. y GREEN, P. H. (1983).- A follow-up study of a third-party radiographic evaluation system. *Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol.*, 56:103-108.

14. BIANCHI, S. D.; ROCCUZZO, M.; ALBRITO, F.; RAGONA, R. y ANGLESIO, S. (1996).- Absorbed doses in dental radiology. Radiol. Med. (Torino)., 92 (1-2):114-121.
15. BIR (British Institute of Radiology). (1988).- Assurance of Quality in the diagnostic X-ray department. A working group of the diagnostic Methods Committee of the BIR. London.
16. BOHAY, R.N.; KOGON, S. L. y STEPHENS, R. G. (1994)- A survey of radiographic techniques and equipment used by a sample of general dental practitioners. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol., 78 (6): 806-810.
17. BOHAY, R. N.; STEPHENS, R. G. y KOGON, S. L. (1995).-Radiographic examination of children. A survey of prescribing practices of general dentist. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod., 79 (5):641-645.
18. BOSCOLO, F. N.; OLIVEIRA, A. E. ALMEIDA, S.M., et al (2001).- Clinical study of the sensitivity an dynamic range of the digital systems, E-speed film and digitised film. Braz Dent J., 12(3):191-5.
19. BRIDGMAN, J. B. y CAMPBELL, D. J. (1995).- An update on dental radiology:quality and safety. N. Z. Dent. J., 91 (403):16-21.
20. BROWN, J. E. (2001).- Advances in dental imaging. Prim Dent Care., 8(2):59-62.
21. BUTTON, T. M.; MOORE, W. C. y GOREN, A. D. (1999).- Causes of excessive bitewing exposures: results of a survey regarding radiographic equipment in New York. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod., 87:513-7.
22. CANTADELLA-FLETCHER. J. A. (1987).- A comparison of EktaSpeed and Ultraspeed films using manual and automatic processing solutions. Oral Surg Oral Med Oral Pathol., 63:94-102.
23. CEC (Comisión of the European Communities). (1995a).- European protocol on dosimetry in mammography. EUR 16263 (Luxembourg:CEC).

24. CEC (Comisión of the European Communities). (1995b).- Radiation Protection and quality assurance in dental radiology. The safe use of radiographs in dental practice. Radiation Protection 81. European Commission. Directorate General Environment, Nuclear Safety and Civil Protection. Luxembourg
25. CEC (Comisión of the European Communities). (1996a).- European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images. EUR 16260 (Luxembourg: CEC).
26. CEC (Comisión of the European Communities). (1996b).- European Protocol on Quality Criteria for Diagnostics Radiographic Images in Paediatrics. EUR 16261 EN (Luxembourg: CEC).
27. CEC (Comisión of the European Communities). (1997).- Criterios para la aceptabilidad de instalaciones radiológicas (incluyendo radioterapia y medicina nuclear). Radiation Protection 91. European Comisión. Directorate General Environment, Nuclear Safety and Civil Protection. Luxembourg: CEC.
28. CEC (Comisión of the European Communities). (1999).- European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography. EUR 16262 EN. ISBN 92-828-7478-8.
29. CHERYL, A.; NAKFOOR, C. A.; SHARON, L. y BROOKS. (1992).- Compliance of Michigan dentist with radiographic safety recommendations. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 73:510-513.
30. COHNEN, M.; KEMPER, J.; MOBES, O.; PAWELZIK, J.; MODDER, U. (2002).- Radiation dose in dental radiology. Eur Radiol., 12(3):634-7.
31. COLLETT, W. K. (1980).- Intraoral radiographic errors in films submitted for orthodontic consultation. Oral Surg Oral Med Oral Pathol., 49:370-372.
32. CONOVER, G. L.; HILDEBOLT, C. F. y ANTHONY, D. (1995).- Objective and subjective evaluations of Kodak Ektaspeed Plus dental x-ray film. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod., 79:246-250.
33. CONOVER, G. L.; HILDEBOLT, C. F. y ANTHONY, D. (1998).- A comparison of six intra-oral x-ray films. Dentomaxillofac Radiol., 24:169-172.

34. DIEHL, R.; GRATT, B. M. y GOULD, R. G. (1986).- Radiographic quality control measurements comparing D-speed film, E-speed film and xeroradiography. Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol., 64:367-372.
35. DONNELLY, J. C.; HARTWELL, G. R. y JOHNSON, W. B. (1985).- Clinical evaluation of Ektaspeed X-ray film for use in endodontics. J. Endodont., 11:90-94.
36. ELIASSON, S.; LAVSTEDT, S.; WOUTERS, F. y OSTLIN, L. (1990).- Quality of intraoral radiographs sent by private dental practitioners for therapy evaluation by the Social Insurance Office. Swed. Dent. J., 14:81-89.
37. European Union. Council Directive 84/466 Euratom, laying down the basic measures for the radiation protection of persons undergoing medical examination or treatment. Official Journal of the European Communities No L 265, 5th October 1984:1-3.
38. European Union. Council Directive 96/29 Euratom, on health protection of sanitary persona and persons undergoing ionizing radiation. Official Journal of the European Communities No L 159, 29th June 1996:1-114.
39. European Union. Council Directive 97/43 Euratom, on health protection of individuals against the danger of ionizing radiation in relation to medical exposure, and repealing Directiva 84/466 Euratom. Official Journal of the European Communities No L 180, 9th July 1997:22-7.
40. FARMAN, A. G. y HINES, V. G.(1986).- Radiation safety and quality assurance in North American dental schools. J Dent Educ., 50 (6):304-308.
41. FARMAN, A. G. y PARKS, E. T. (1991).- Radiations safety and quality assurance in US dental Hygiene programmes, 1990. Dentomaxillofac Radiol., 20(3):152-4.
42. FARMAN, T. T. y FARMAN, A. G. (2000).-Evaluation of a new F speed dental x-ray film. The effec of processing solutions and a comparion with D and E speed films. Dentomaxillofac Radiol., 29:41-5.
43. FREEMAN, J. P.y BRAND, J. W.(1994).- Radiation doses of commonly used radiographic surveys. Oral Surg Oral Med Oral Pathol., 77(3):285-9.

44. GEIST, J. R, BRAND, J. W. (2001).- Sensitometric comparison of speed group E and F dental radiographic films. *Dentomaxillofac Radiol.*, 30(3):147-52.
45. GEIST, J. R y KATZ, J. O. (2002).- Radiation dose-reduction techniques in North American dental schools. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 93(4):496-505.
46. GIBBS, S. J.; PUJOL, A.; CHEN, T. S. y JAMES, A. E. (1984).- Patient risk from interproximal radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 58:347-354.
47. GIBBS, S. J.; PUJOL, A.; CHEN, T. S. y JAMES, A. E. (1988).- Patient risk from intraoral radiography. *Dentomaxillofac. Radiol.*, 17:15-23.
48. GIRSCH, W. J.; MATTESON, S. R. y MCKEE, M. N. (1983).- An evaluation of Kodak Ektaspeed periapical film for use in endodontics. *J Endod.*, 9:282-288.
49. GOAZ, P. W. y WHITE, S. C. (1987).- *Oral radiology*, 2nd ed. St Louis: CV Mosby.,118:115-117.
50. GONZÁLEZ, L.; VANO, E. y FERNÁNDEZ, R. (2001).- References doses in dental radiodiagnostic facilities. *Br J Radiol.*, 74(878): 153-6.
51. GOREN, A. D.; SCIUBBA, J. J.; FRIEDMAN, R. y MALAMUD, H. (1989).-Survey of radiologic practices among dental practitioners. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 67 (4): 464-468.
52. GRONDAHL, K.; GRONDAHL, H. G. y OLVING, A. A. (1983).- Comparison of Kodak Ektaspeed and Ultraspeed films for the detection of periodontal bone lesions. *Dentomaxillofac. Radiol.*, 12:43-46.
53. HARDING, L. K. (1997).- Radiation protection-lessons from the past. *The British Journal of Radiology.*, 70:10-16.
54. HAVUKAINEN, R. (1988).- Survey of dental radiographic equipment and radiation doses in Finland. *Acta Radiológica.*, 29: 481-485.

55. HAYAKAWA, Y.; SHIBUYA, H.; OTAY, y KUROYANAGI, K. (1997).- Radiation dosage reduction in general dental practice using digital intraoral radiographic systems. Bull Tokyo Dent Coll., 38(1):21-5.
56. HELMINEN, S. E.; VEKALAHTI, M.; WOLF, J. y MURTOOMAA, H. (2000).- Quality evaluation of young adults radiographs in Finnish public oral health service. Journal of dentistry., 28:549-555.
57. HEWITT, J. M.; SHUTTLEWORTH, P. G.; NELTHORPE, P. A. y HUDSON, A. P. (1989).- Improving standards in dental radiography. In Radiation Protection-Theory and Practice. Proceedings of the 4th International Symposium of the Society for Radiological Protection. E. P. Goldfinch, Institute of Physics, Bristol, p. 83.
58. <http://europa.eu.int/comm/environ/radioprot/index.htm>
59. <Http://europa.eu.int/comm/environment/radprot/118/118.htm>
60. HINTZE, H. (1993).- Radiographic screening examination: frequency, equipment, and film in general dental practice in Denmark. Scand. J. Res., 101 (1):52-56.
61. HINTZE, H. y WENZEL, A. (2002).- Influence of the validation method on diagnostic accuracy for caries. A comparison of six digital and two conventional radiographic systems. Dentomaxillofacial Radiology., 31(1):44-49.
62. HIRSCHMANN, P. N. (1999).- Justification in dental radiology. Br. Dent. J. 186(1):9-10.
63. HJARDEMAAL, O. (1991).- Dose and image quality in intraoral radiography. Tandlaegeblader., 95 (16):748-751.
64. HOLT, V. P. y EARP, D. P. (2000).- Rectangular Collimation. Prim. Dent. Care., 7(1): 34.
65. HORNER, K. (1994).- Review article: radiation protection in dental radiology. Br J Radiol., 67:1041-1049.

66. HORNER, K. y HIRSCHMANN, P. N. (1990).- Dose reduction in dental radiography. J.Dent., 18:171-184.
67. HORNER, K.; SHEARER, A. C.; WALKER, A. y WILSON, N. H. F. (1990).- Radiovisography: an initial evaluation. Br Dent J., 168:244-248.
68. HORNER, K.; SHEARER, A.C.; RUXHTON, V.E. y CZAJKE, J. (1993).- The use of rapid processing techniques by a sample of British dentists. Dentomaxillofac Radiol., 22:145-148.
69. HUGHES, A. P.; SHAW, K. B. y O'RIORDAN, M. C. (1989).- Radiation Exposure of the UK Population-1988 Review. National Radiological Protection Board, HMSO, London.
70. HUNT, R. J.; FANN, S. J.; KANTOR, M. L. y MORRIS, A. L. (1992).- Assessing dental practice quality by evaluating radiology items. J. Public Health Dent., 52 (5):264-268.
71. HUYSMANS, M. C.; HINTZE, H. y WENZEL, A. (1997).- Effect of exposure time on In vitro caries diagnosis using the Digora system. Eur J Oral Sci., 105:15-20.
72. IEC (International Electrotechnical Commission). (1988).- Medical electrical equipment – Part 2: Particular requirements for the safety of capacitor discharge X-ray generators. Publication IEC 60601-2-15 (Geneva: IEC).
73. IEC (International Electrotechnical Commission). (1993a).- Medical electrical equipment – Part 2: Particular requirements for the safety of X-ray tube assemblies for medical diagnoses. Publication IEC 60601-2-28 (Geneva: IEC). Disponible versión oficial en español.
74. IEC (International Electrotechnical Commission). (1993b).- Characteristics of focal spot in diagnostic X-ray tube assemblies for medical diagnoses. Publication IEC 60336 (Geneva: IEC). Disponible versión oficial en español.
75. IEC (International Electrotechnical Commission). (1993c).- Evaluation and routine testing in medical imaging departments- Part I: General aspects. Publication IEC 61223-1 (Geneva: IEC).

76. IEC (International Electrotechnical Commission). (1993d).- Evaluation and routine testing in medical imaging departments- Part 2-1: Constancy Tests- Film processors. Publication IEC 61223-2-1 (Geneva: IEC).
77. IEC (International Electrotechnical Commission). (1993e).- Evaluation and routine testing in medical imaging departments- Part 2-2: Constancy Tests- Radiographic cassettes and film changers- Film screen contact and relative sensitivity of the screen-cassette assembly. Publication IEC 61223-2-2 (Geneva: IEC).
78. IEC (International Electrotechnical Commission). (1993f).- Evaluation and routine testing in medical imaging departments- Part 2-3: Constancy Tests- Darkroom safelight conditions. Publication IEC 61223-2-3 (Geneva: IEC).
79. IEC (International Electrotechnical Commission). (1994a).- Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for safety – collateral standard: General requirements for radiation protection in diagnostic X-ray equipment. Publication IEC 60601-1-3 (Geneva: IEC). Disponible Versión Oficial en Español.
80. IEC (International Electrotechnical Commission). (1994b).- Medical electrical equipment – Part 2: Particular requirements for the safety of associated equipment of X-ray equipment. Publication IEC 60601-2-32 (Geneva: IEC). Disponible Versión Oficial en Español.
81. IEC (International Electrotechnical Commission). (1998).- Medical electrical equipment – Part 2-7: Particular requirements for the safety of high –voltage generators of diagnostic X-ray generators. Publication IEC 60601-2-7 (Geneva: IEC).
82. IEC (International Electrotechnical Commission). (1999a).- Determination of the permanent filtration of X-ray tube assemblies. Publication IEC 60522 (Geneva: IEC).
83. IEC (International Electrotechnical Commission). (1999b).- Evaluation and routine testing in medical imaging departments – Part 2-7: Constancy tests – Equipment for intra-oral dental radiography excluding dental panoramic equipment. Publication IEC 61223-2-7 (Geneva: IEC).

84. IEC (International Electrotechnical Commission). (2000a).- Evaluation and routine testing in medical imaging departments – Part 3-4: Acceptance tests – Imaging performance of dental X-ray equipment. Publication IEC 61223-3-4 (Geneva: IEC).
85. IEC (International Electrotechnical Commission). (2000b).- Medical electrical equipment. Part 2-43: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for interventional procedures. Publication IEC 60601-2-43 (Geneva: IEC).
86. INSALUD. (1993).- Manual General de Protección Radiológica. Madrid: Instituto Nacional de la Salud.
87. JENSEN, T. W. (1978).- Improved reliability of dental radiography by application of x-ray beam-guiding instruments: a two-year report. J. Dent.Educ., 42 (8):481-485.
88. JENSEN, O. E.; HANDELMAN, S. L. e IKER, H. P. (1987).- Use and quality of bitewing films in private dental offices. Oral Surg Oral Med Oral Pathol., 63:249-253.
89. KAFFE, I.; LITTNER, M. M. y KUSPET, M. E. (1984).- Densitometric evaluation of intra-oral X-ray films: Ektaspeed versus Ultraspeed. Oral Surg Oral Med Oral Pathol., 57:338-342.
90. KAFFE, I.; LITTNER, M. M.; SHLEZINGER, T. y SEGAL, P. (1986).- Efficiency of the cervical lead shield during intraoral radiography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol., 62:732-6.
91. KAFFE, I. y GRATT, B. M. (1987).- E-speed dental films processed with rapid chemistry. A comparison with D-speed film. Oral Surg Oral Med Oral Pathol., 64: 367-372.
92. KANTOR, M. L.; REISKIN, A. B. y LURIE, A. G. (1985).- A clinical comparison of x-ray films for detection of proximal surface caries. J Am Dent Assoc., 111:967-9.
93. KANTOR, M. L.; HUNT, R. J. y MORRIS, A. L. (1990).- An evaluation of radiographic equipment and procedures in 300 dental offices in the United States. J Am Dent Assoc., 120 (5):547-550.

94. KAPA, S. F.; TYNDALL, S. A. y OUELLETTE, T. E. (1990).- The application of added beam filtration to intraoral radiography. *Dentomaxillofac. Radiol.*, 19:67-74.
95. KAUGERS, G. E.; BROGA, D. W. y COLLETT, W. K. (1985).- Dental radiologic survey of Virginia and Florida. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 60 (2):225-229.
96. KIRCOS, L. T.; ANGIN, L. L. y LORTON, L. (1987).- Order of magnitude dose reduction in intra-oral radiography. *J Am Dent Assoc.*, 114: 344-348.
97. KLEIER, D. J.; HICKS, M. J. y FLAITZ, C. M. (1987).- A comparison of Ultraspeed and Ektaspeed dental x-ray film: in vitro study of the radiographic appearance of interproximal lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 63 (3):381-385.
98. KOGON, S. L.; STEPHENS, R. G.; REID, J. A. y MaC DONALD, J. (1985).- The effects of processing variables on the contrast of type D and type E dental film. *Dentomaxillofac Radiol.*, 14:65-8.
99. KULLENDORFF, B.; PETERSSON, K. y ROHLIN, M. (1997).- Direct digital radiography for the detection of periapical bone lesions: a clinical study. *Endod Dent Traumatol.*, 13:183-9.
100. LANG, N. P. y HILL, R. W. (1977).- Radiograph in periodontics. *J Clin Periodontol.* 4:16-28.
101. LICHTER, A.; BEN-SHLOMO, A.; CHAI, J.; KRAVEL, A.; AMIR, J. y LEVITE, M. (2001).- Evaluation of radiation dose and radiation risk for dental patients. *Refuat Hapeh Vehashinayim.*, 18(1):23-7.
102. LUDLOW, J. B.; PLATIN, E.; DELANO, E. O. y CHIFTON, L. (1997).- The efficacy of caries detection using three conditions. *J Am Dent Assoc.*, 128:1401-8.
103. LUDLOW, J. B.; PLATIN, E. y MOL, A. (2001).- Characteristics of Kodak Insight, an F. speed intraoral film. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol End.*, 91:120-129.
104. LUNDEEN, R. C. (1989).- Rectangular versus round collimation in intra-oral radiography: a volumetric perspective. *Dentomaxillofac. Radiol.*, 18:93.

105. MAILLIE, H. D. y GILDA, J. E. (1993).- Radiation-induced cancer risk in radiographic cephalometry. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 75(5):631-7.
106. MARTÍNEZ-BENEYTO, Y. (1999).- Radiología intraoral en odontología. Tesis de Licenciatura. Universidad de Murcia.
107. MARTÍNEZ-BENEYTO, Y.; ALCARAZ, M.; VELASCO, E. y JÓDAR, S. (1999a).- La protección radiológica del radiodiagnóstico dental en España. Premio al mejor póster. XXI Congreso Nacional y VIII Internacional de la SEOEPYC, Murcia, p. 72.
108. MARTÍNEZ-BENEYTO, Y.; ALCARAZ, M.; y VELASCO, E. (1999b).- La radiología dental intraoral en la práctica privada. XXI Congreso Nacional y VIII Internacional de la SEOEPYC, Murcia, p. 18.
109. MARTÍNEZ-BENEYTO, Y.; ALCARAZ, M.; JODAR, S.; ARMERO, D.; VELASCO, E SAURA, A. M. (2002a).- Tipos de película radiográfica intraoral en la práctica clínica privada en España. *Revista Europea de Odonto-Estomatología.*, 14(6):342-348.
110. MARTÍNEZ-BENEYTO, Y.; ALCARAZ, M.; PEREZ, L.; CHIVA, F.; JODAR-PORLAN, S.; VELASCO, E. (2002b).- Proceso de revelado radiográfico dental en la práctica clínica de la comunidad autónoma de la Región de Murcia. XXX Reunión anual del centro de estudios odonto-estomatológicos, Murcia, p.49.
111. MARTÍNEZ-BENEYTO, Y.; ALCARAZ, M.; PEREZ, L.; JODAR, S. y VELASCO, E. (2003).- Modificación en la actuación radiológica dental: valoración tras cuatro años de estudio. *Archivos de Odontoestomatología.* (en prensa).
112. McDAVID, W. D.; WELANDER, U.; PILLAI, B. K. y MORRIS, C. R. (1982).- The Intrex-aconstant potential X-ray unit for periapical dental radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 53:433-436.
113. McDONALD, J. C. F.; REID, J. y LUKE, M. (1987).- The spectral sensitivity of dental X-ray films. *Dentomaxillofac Radiol.*, 16:29-32.
114. McDONNELL, D. y PRICE, C. (1993): An evaluation of the Sens-A-Ray digital dental imaging system. *Dentomaxillofac Radiol.*, 22:121-126.

115. MOL, A.; HACK, B.; VAN AKEN, J.; VAN STRAATEN, F. J. y VAN FOREEST, J. D. (1989).- Quality of dental radiographs. A sample from 52 general practices. Ned. Tijdschr. Tandheelkd., 96 (12):580-583.
116. MOORES, B. D.; HENSAW, E. T.; WATKINSON, S. A. y PEARCY, B. J. (1987).- Practical Guide to Quality Assurance in Medical Imaging. Ed. John Wiley & Sons. London.
117. NAIR, M. K.; LUDLOW, J. B.; TYNDAL, D. A.; PLATIN, E. y DENTON, G. (1998).- Periodontitis detection efficacy of film and digital images. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod., 85:608-12.
118. NAIR, M. K. y NAIR, U. P. (2001).- An in-vitro evaluation of Kodak Insight and Ektaspeed Plus film with a CMOS detector for natural proximal caries: ROC analysis. Caries Res., 35:354-9.
119. NAKFOOR, C. A. y BROOKS, S. L. (1992).- Compliance of Michigan dentists with radiographic safety recommendations. Oral Surg Oral Med Oral Pathol., 73 (4): 510-513.
120. NAPIER, I. D. (1999).- Reference doses for dental radiography. Br Dent J., 186 (8): 392-396.
121. NCRP (National Council of Radiation Protection and Measurements). (1988).- Quality Assurance for Diagnostic Imaging Equipment. Report N° 99 (Bethesda, MD: NCRP):
122. NESTBIT, S.; PLATIN, E.; PHILIPS, C. y MATTESON, S. (1995).- Comparing E- and D-speed film: the effects of various storage conditions on fogging. JADA., 126:205-210.
123. NIELSEN, L.; HOERNOE, M. y WENZEL, A. (1996).- Radiographic detection of cavitation in approximal surfaces of primary teeth using a digital storage phosphor system and conventional film, and the relationship between cavitation and radiographic lesion depth: an in vitro study. In J Pediatr Den., 6:167-72.

124. OKANO, T.; HUANG, H. J. y NAKAMURA, T. (1985).- Diagnostic accuracy on detection of proximal enamel lesions in non-screen radiographic performance. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 59: 543-547.
125. OMS (Organización Mundial de la Salud) (1984).- Garantía de Calidad en Radiodiagnóstico. OMS y OPS (Organización Panamericana de Salud). Publicación Científica nº 469. Ginebra.
126. ORSINI, S.; CAMPOLEONI, M.; ROZZA, M.; CONTI, U.; LANDIN, I. A.; EULISSE, G. y BRAMBILLA, R. (1992).- The doses absorbed by the patients and the exposure of the operators in dental radiodiagnosis. *Radiol Med (Torino)*., 83 (1-2):101-105.
127. PAURAZAS, S. B.; GEIST, J. R.; PINK, F. E.; HOEN, M. M. y STEIMAN, H.R. (2002).- Comparison of diagnostic accuracy of digital imaging by using CCD and CMOS-APS sensors with E-speed film in the detection of periapical bony lesions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 89:356-62.
128. PFEIFFER, P.; SCHMAGE, P.; NERGIZ, I. y PLATZER, U. (2000).- Effects if different exposure values on diagnostic accuracy of digital images. *Quintessence Int.*, 31(4):257-60.
129. PITTS, N. B. y KIDD, E. A. (1992).- The prescription and timing of bitewing radiography in the diagnosis and management of dental caries: contemporary recomentadions. *Be Dent J.*, 172:225-227.
130. PLATIN, E.; JANHOM, A. y TYNDALL, D. (1998).- A quantitative analysis of dental radiography quality assurance practices among North Carolina dentist. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 86(1):115-20.
131. PLATIN, E.; NESBIT, S. y LUDLOW, J. (1999): The influence of storage conditions on film characteristics of ektaspeed plus and ultraspeed films. *JADA.*, 130:211-218.
132. PONCE, A. Z.; McDAVID, W. D.; UNDERHILL, T. E. y MORRIS, C. R. (1986).- Use of E-speed film with added filtration. *Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol.*, 61:297-299.

133. PONCE, R. y GOMEZ, J. (1997).- Centros de odonto-Estomatología. Análisis de la situación actual. Región de Murcia 1996. Serie Registro de establecimientos sanitarios nº1, Dirección General de Salud, Murcia.
134. PRESTON-MARTIN, S.; THOMAS, C. C.; WHITE, S. C. y COHEN, D. (1988).- Prior exposure to medical and dental X-ray related to tumours of the parotid gland. J. Natl. Cancer Inst., 80:943-949.
135. PRESTON-MARTIN, S. y WHITE, S. C. (1990).- Brain and salivary gland tumours related to prior dental radiography: implications for current practice. J. Am. Dent. Assoc., 120:151-158.
136. PRICE, C. (1986).- The effects of beam quality and optical density on image quality in dental radiography. Oral Surg., Oral Med., Oral Pathol., 62:580-588.
137. PRICE, C. (2001).- Sensitometric evaluation of a new F-speed dental radiographic film. Dentomaxillofac Radiol., 30(1):29-34.
138. REAL DECRETO 2519/1982 (Presid., BB.OO.E. 8.10., rect. 6.11.1982). Reglamento sobre Protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizante.
139. REAL DECRETO 1132/1990 (del. Rel. Cortes. B.O.E. 18.10.1990). Sobre medidas de protección radiológica de personas bajo examen médico o tratamiento.
140. REAL DECRETO 1891/1991 (del. Rel. Cortes, B.O.E. 3.1.1992). Sobre instalación y utilización de aparatos de rayos-X con fines de diagnóstico medico.
141. REAL DECRETO 53/1992 (del. Rel. Cortes, B.O.E. 12.2.1992). Reglamento sobre Protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizantes.
142. REAL DECRETO 2071/1995 (del. Rel. Cortes, B.O.E. 22.12.1995). Sobre criterios de calidad en radiodiagnóstico.
143. REAL DECRETO 1976/1999 (del. Rel. Cortes, B.O.E. 29.1.1999). Reglamentos sobre el establecimiento de los criterios de calidad en radiodiagnóstico.

144. REAL DECRETO 783/2001 (Del Rel. Cortes, B.O.E. núm. 178. 26.7.2001).
Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes.
145. RICKETTS, D. N.; WHAITES, E. J.; KIDD, E. A.; BROWN, J. E. y WILSON, R. F. (1997).- An evaluation of the diagnostic yield from bitewing radiographs of small approximal and occlusal carious lesions in a low prevalence sample in vitro using different film types and speeds. Br Dent J. 182:51-8.
146. ROHLIN, M.; WHITE, S. C. (1992).- Comparative means of dose reduction in dental radiography. Editorial review. Prosthodont Endodont., 2:1-9.
147. ROTHE, V. W. (1975).- Radiation protection in intra-oral dental radiography. Stomatol. DDR., 25 (1):43-47.
148. RUSHTON, V. E. (1992).- A comparative Study of Five Periapical Radiographic Techniques in General Dental Practice, Tesis Doctoral (resumen), Universidad de Manchester.
149. RUSHTON, V. E. y HORNER, K. (1995).- The impact of quality control on radiography in general dental practice. Br Dent J., 7:179 (7):254-261.
150. RUSHTON, V. E. ; HORNER, K ; WORTHINGTON, H. V. (1999).- The quality of panoramic radiographs in a sample of general dental practices. Br Dent J., 12: 630-3.
151. SALTI, L. y WHAITES, E. J. (2002).- Survey of dental radiographic services in private dental clinics in Damascus, Syria. Dentomaxillofac Radiol., 31(2):100-5.
152. SEFM. (2002).- Protocolo español de control de calidad y radiodiagnóstico (Aspectos técnicos, Revisión 1), borrador 4.
153. SEWERIN, I. (1986).- Annual number of intraoral radiographs in Demark and other countries. Community Dent Oral Epidemiol., 14:123.
154. SIKORSKI, P. A. y TAYLOR, K. W. (1984).- The effectiveness of the thyroid shield in dental radiology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol., 58:225-36.

155. SMITH, N. J. D. (1992).- Selection criteria for dental radiography. Br Dent J., 173:120-121.
156. SMITH, N. J. D.; TODD, J.; BARSAM, S. y McCARTHY, R. (1993).- Assessment of the quality of panoramic radiographs taken in general dental practice. J Dent Res., 72:712.
157. SPELT, van der P.F. (1996).- Radiation protection and quality assurance in dental radiography. A treatise from de European Community. Rev Belge Med Dent., 51:111-122.
158. STENSTROM, B.; BERGMAN, K.; BLOMGREN, P. G. y HENRIKSON, C. O. (1988).- Collective dose to the Swedish population from intraoral radiography. Swed Dent J., 2:17-25.
159. STENSTROM, B.; HENRIKSON, C.O.; HOLM,B. y RICHTER, S. (1986).- Absorbes doses from intraoral radiography with special emphasis on collimation dimensions. Swed Dent. J., 10:59-71.
160. SVENSON, B. y PETERSSON, A. (1989).- Accuracy of radiographic caries diagnosis using different X-ray generators. Dentomaxillofac. Radiol., 18: 68-71.
161. SVENSON, B.; LINDVALL, A. M. y GRONDAHL, H. G. (1993).- A comparison of a new dental X-ray film, Agfa Gevaert Dentus M4, with Kodak Ektaspeed and Ultraspeed. Dentomaxillofac. Radiol., 22:7-12.
162. SVENSON, B. y ERIKSSON, T. (1994).- Image quality of intraoral radiographs used by general practitioners in prosthodontic treatment planning. Dentomaxillofac Radiol., 23(1):46-8.
163. SVENSON, B. y PETERSSON, A. (1995).- Questinonnarie survey on the use of dental X-rays film and equipment among general practitioners in the Swedish Public Dental Health Service. Acta Odontolo., scand., 53:230-235.
164. SVENSON, B.; SODERFELDT, B. y GRONDAHL, H. G. (1996).- Attitudes of Swedish dentists of the choice of dental X-ray film and collimator for oral radiology. Dentomaxillofac Radiol., 25 (3):157-161.

165. SVENSON, B.; WELANDER, U.; SHI, X-Q.; STAMATAKIS, H. y TRONJE, G. (1997a).- A sensitometric comparison of four dental x-ray films and their diagnostic accuracy. *Dentomaxillofac Radiol.*, 6:230-5.
166. SVENSON, G.; SODERFELDT, B. y GRONDAHL, H. (1997b).- Knowledge of oral radiology among Swedish dentists. *Dentomaxillofac Radiol.*, 26 (4):219-224.
167. SVENSON, B.; GRONDAHL, H. G. y SODERFELDT, B. (1998).-A logistic regression model for analyzing the relation between dentists' attitudes, behavior, and knowledge in oral radiology. *Acta Odontol Scand.*, 56 (4):215-219.
168. SYRIOPOULOS, K.; VELDERS, XL.; SANDERINK, GC.; VAN DER SPELT, PF.; VAN GINKEL, FC.; TSIKLAK, K. (1998).- Mail survey of dental radiographic techniques and radiation doses in Greece. *Dentomaxillofac Radiol.*, 27(6):321-8.
169. SYRIOPOULOS, K.; VELDERS, X. L. ; SANDERINK, G. C. y VAN DER STELT, P. F. (2001).- Sensitometric and clinical evaluation of a new F-speed dental X-ray film. *Dentomaxillofac Radiol.*, 30(1):40-4.
170. SZYMKOWIAK, L. E.; SARLL, D. W. y HORNER, K. (1995).- Some factors affecting the standards of radiography in general dental practice. *Br Dent J.*, 179(5):168-74.
171. THE ROYAL COLLEGE OF RADIOLOGY (1996).- *Clinical Audit in Radiology*. Editores Godwin. R. ; De Lacey, G. Y Manhire, A.
172. TJELMELAND, E. M.; MOORE, W.S. ; HERMESCH, C. B. y BUIKEMA, D. J. (1998).- A perceptibility curve comparison of Ultra-speed and Ektaspeed Plus films. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 85:485-488.
173. TUCHYNA, T.; WILKINSON, S. y JACOB, C. S. (2002).- Compliance testing of medical diagnostic x-ray equipment: three years' experience at a major teaching hospital in Western Australia. *Australas Phys Eng Sci Med.*, 25(1):22-30.
174. THUNTHY, K. H. y MANSON-HING, L. R. (1978).- Effect of mAs and kVp on resolution and on image contrast. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*- 46:454-561.

175. THUNTHY, K. H. y WEINBERG, R. (1995).- Sensitometric comparison of Kodak Ektaspeed Plus, Ektaspeed and Ultraspeed dental films. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 79:114-6.
176. UNE (Norma Española) (1989). *Sistemas de Calidad. Modelo para el aseguramiento de la calidad en el diseño/desarrollo, la producción, la instalación y el servicio postventa.* UNE 66-901-89, (Asociación Española de Normalización y Certificación). Madrid.
177. VAÑO, E.; TOBARRA, B. y BEZARES, M. (2000).- Los datos de las exposiciones médicas en España para el informe UNSCEAR 2000. *Revista de Física Médica.*, 1:51-60.
178. VAÑO, E. (2001).- Las exposiciones médicas en UNSCEAR 2000 y los datos del Comité Español. *Radioprotección.*, 30(9):14-19.
179. VEGH, T. y PATAKY, L. (1993).- Quality control of dental radiography. *Fogorv Sz.*, 86(7):239-241.
180. VERDONSCHOT, E. H. y DUIJSINGS, J. H. (2001).- New film for intraoral radiography. *Ned Tijdschr Tandheelkd.*, 108(4):142-4.
181. WAGGONER, W. F. y ASHTON, J. J. (1988).- A comparison of Kodak D-speed and E-speed X-ray film in detection of proximal caries. *J Dent Child.*, 55: 459-462.
182. WAGGONER, W. F. y ASHTON, J. J. (1989).- Predictability of cavitation base upon radiographic observation: comparison of two film types, *Quint. Int.*, 20:55-60.
183. WALKER, A.; HORNER, K. ; CZAJKA, J. y SHEARER, A. C. (1991).- Quantitative assessment of a new dental imaging system. *Br J Radiol.*, 64:529-536.
184. WALL, B. F.; FISHER, E. S. y PAYNTER. (1979).- Doses to patients from pantomographic and conventional dental radiography. *Br J Radiol.*, 52:727-734.
185. WALL, B. F. y KENDALL, G. M. (1983).- Collective doses and risks from dental radiology in Great Britain. *Br J Radiol.*, 56:511-516.

186. WEBBER, R. L.; BENTON, P. A. y RYGE, G. (1968).- Diagnostic variations in radiographs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 26:800-809.
187. WENZEL, A. y MOYSTAD, A. (2001).- Decisión criteria and characteristics of Norwegian general dental practitioners selecting digital radiography. *Dentomaxillofac Radiol.*, 30(4):197-202.
188. WHITE, S. C. y ROSE, T.C. (1979).- Absorbed bone marrow dose in certain dental radiographic techniques. *J Am Dent Assoc.*, 98:553-558.
189. WHITE, S. C.; GRATT, B. y HOLLENDER, L. (1984).- Comparison of xeroradiographs and film for detection of calculus. *Dentomaxillofac Radiol.*, 13:39-43.
190. WHITE, S. C. (1992).- Assessment of radiation risk from dental radiography. *Dentomaxillofac Radiol.*, 21:118-126.
191. WHITE, C.; HESLOP, E. V.; HOLLENDER, L. G. et al. (2001).- Parameters of radiologic care: An official report of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 91(5):498-511.
192. WINKLER, K. G. (1968).- Influence of rectangular collimation and intra-oral shielding on radiation dose in dental radiography. *J Am Dent Assoc.*, 77 95-101.
193. WONG, A.; MONSOUR, P. A.; MOULE, A. J. y BASFORD, K. E. (2002).- A comparison of Kodak Ultraspeed and Ektaspeed plus dental X-ray films for the detection of dental caries. *Aust Dent J.*, 47(1):27-9.
194. WOOD, R. E.; HARRIS, A. M. P.; VAN DER MERWE, E. J. y NORTJE, C. J. (1991).- The leaded apron revisited: does it reduce gonadal radiation dose in dental radiology?. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*, 71:642-646.
195. YAKOUMAKIS, E. N.; TIERRIS, C. E.; STEFANOY, E. P.; PHHHANOURAKIS, I. G.; OROUKAKIS, C. C. (2001).- Image quality assessment and radiation doses in intraoral radiography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.*, 91:362-8.

196. ZHANG, G.; YASUHIKO, O. y HIDEGIKO, Y. (1999).- Absorbed doses to critical organs from full mouth dental radiography. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi., 34(1):5-8.

XI. ANEXOS.

ANEXO I.

ANEXO II.